

LEANDRO IRAN ROSA

**RESISTÊNCIA FLEXURAL DE DUAS RESINAS PROVISÓRIAS:
COMPARAÇÃO DOS TESTES UNIAXIAL E BIAXIAL**

Florianópolis – SC

2013

LEANDRO IRAN ROSA

**RESISTÊNCIA FLEXURAL DE DUAS RESINAS PROVISÓRIAS:
COMPARAÇÃO DOS TESTES UNIAXIAL E BIAIXIAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de Concentração Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain
Co-Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates

Florianópolis - SC

2013

FICHA CATALOGRÁFICA

A ficha catalográfica é confeccionada pela Biblioteca Central

Tamanho: 7cm x 12 cm

Fonte: Times New Roman 9,5

Maiores informações em:

<http://www.bu.ufsc.br/desidn/Catalogação.html>

Catalogação na fonte elaborada pela biblioteca da Universidade
Federal de Santa Catarina.

LEANDRO IRAN ROSA

**RESISTÊNCIA FLEXURAL DE DUAS RESINAS PROVISÓRIAS:
COMPARAÇÃO DOS TESTES UNIAXIAL E BIAXIAL**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração Materiais Dentários, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 17 de Julho de 2013.

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini

Coordenador do Curso

Banca Examinadora

Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain

Orientador

Universidade Federal de Santa Catarina

Prof^a. Dr^a. Cleonice da Silveira Teixeira

Membro

Universidade Federal de Santa Catarina

Prof^a. Dr^a. Carla Miranda

Membro

Universidade Federal de Santa Catarina

DADOS CURRICULARES

Leandro Iran Rosa

Nascimento 12 de maio de 1983

Local: Lages – Santa Catarina

Filiação: Geraldo Iran da Rosa

Vera Varela Rosa

2002-06 Graduação em Odontologia

Universidade Federal de Santa Catarina

2003-04 Aluno monitor de Anatomia – Universidade Federal de Santa Catarina

2005 Estagiário da especialização de Oclusão – UFSC

2006 Estagiário da especialização em Prótese Dentária – UFSC

2007 Estagiário da disciplina de Ortodontia – UFSC

2007-08 Cirurgião dentista como clínico geral em serviço público
Secretaria de Saúde de Palhoça – Santa Catarina

2007-09 Cirurgião dentista como clínico geral em prática privada
em Florianópolis – Santa Catarina

2008-13 Cirurgião dentista como clínico geral em serviço público
Secretaria de Justiça do Estado de Santa Catarina

2010-13 Aluno do Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Nível Mestrado – Área de Concentração Materiais Dentários
UFSC / Florianópolis – SC, Brasil

AGRADECIMENTOS

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA, pela experiência de estudar nesta reconhecida instituição.

Ao professor Dr. MARCELO CARVALHO CHAIN, foi uma honra tê-lo como orientador, criando diversas oportunidades de crescimento científico. Obrigado pelo incentivo e correções nos momentos certos.

Ao professor Dr. LUIZ HENRIQUE MAYKOT PRATES, pelos inúmeros ensinamentos e esclarecimentos durante todo o curso de mestrado.

Ao professor Dr. RICARDO DE SOUZA MAGINI, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, pela dedicação.

A professora Dra. CARLA MIRANDA e a professora Dra. CLEONICE S. TEIXEIRA, pela participação como membros da Banca Examinadora.

Aos professores JOÃO ADOLFO e BETSY, pelo auxílio e esclarecimentos em todos os momentos.

Aos professores Dr. MÁRCIO FREDEL e Dr. FERNANDO CABRAL do Centro Tecnológico – UFSC e ao Engenheiro EDSON BASTO do laboratório de Engenharia de Materiais, pelos esclarecimentos e auxílio nos momentos fundamentais.

Ao aluno de Doutorado em Engenharia RAFAEL ARENHART, pela disponibilidade e inestimável auxílio na avaliação dos dados.

Ao professor MAURÍCIO PIERUCCI, pela oportuna disponibilidade e auxílio.

A FERNANDA ROSA, pela disponibilização de parte dos materiais utilizados na pesquisa.

Aos meus pais VERA e GERALDO, meu irmão ARTHUR, minha cunhada MAIRA e especialmente a minha namorada HELENA, pelo incentivo, companhia e preocupação em todos os momentos, auxiliando-me a conquistar todas as metas de minha vida.

As minhas avós TEREZINHA DE OLIVEIRA e IARA VIEIRA DA ROSA, que são minhas fontes de inspiração e sabedoria.

Aos meus amigos do mestrado em especial: CARLOS, GORETTI e MEREDITH, pois cada um de vocês marcou de uma maneira a minha vida.

Aos bons amigos que passaram a integrar minha vida a partir da graduação e que permanecerão sempre: JOÃO GUSTAVO, IVENS, EDUARDO PARENTE, GUSTAVO ZANARDI, JOAQUIM FERREIRA, FERNANDO ANTONINI, ÍGOR SALMÓRIA.

Aos amigos JOÃO PAULO, FELIPE PFUETZENREITER, GUILHERME BARBETTA, FERNANDO VIEK, CARLOS CAMARGO, EDUARDO DEBONI, GUILHERME ROTH, MARTHA BOPP, que fazem parte da minha vida de uma maneira especial.

À família PFUETZENREITER, pela amizade verdadeira, companhia e apoio por tantos anos.

Aos técnicos administrativos da UFSC, que sempre ofereceram-me apoio, especialmente ANA MARIA na Pós graduação, LAURO do Laboratório de Pesquisas e BATISTA e LUIS no Laboratório de Procedimentos.

ROSA, L.I. **Resistência flexural de duas resinas provisórias: comparação dos testes uniaxial e biaxial.** 2013. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a resistência flexural da resina bisacrílica *Systemp.c&b II (S)* - Ivoclar/Vivadent AG, e da resina de metilmetacrilato *Duralay (D)* – Reliance diante de dois tipos de testes flexurais, a fim de sugerir um modelo de teste mais indicado para aferir essa propriedade mecânica. Os materiais foram submetidos a dois testes de resistência flexural, um uniaxial (RFU) de três pontos e outro biaxial (RFB) com esfera de carga em três esferas de apoio (B3B), após 24 horas e 30 dias da confecção do corpo-de-prova (CP) e armazenagem em água destilada a 37°C. Para cada tipo de teste foram feitos 40 CPs de cada material, sendo 20 deles testados 24 horas após a confecção e os outros 20 após 30 dias de armazenagem. Os CPs e os ensaios flexurais foram realizados seguindo as normas ISO 4049 e ISO 6872. Os testes foram realizados na máquina Instron 4444 (Chicago, IL – USA) com velocidade de carga de 0,5mm/min até a fratura. Os valores de carga obtidos foram relacionados à área efetiva do teste e convertidos em MPa. Os resultados foram submetidos ao teste de normalidade de Anderson-Darling, ANOVA para 3 fatores a dois níveis cada e teste T. O teste RFU apresentou diferença estatística significativa ($p > 0,05$) para os 2 períodos de armazenagem da resina Duralay. O mesmo teste estatístico revelou diferença significativa entre o Systemp.c&b II e o Duralay no período de 24 horas. O teste T não encontrou diferença estatística significativa para os resultados de RFB. Não houve interação do tipo de teste e tipo de materiais, entretanto houve interação entre o tempo de armazenagem e tipo de material e tipo de teste. A resina S apresentou resultados de RF semelhante a resina D com 24 horas, porém foi superior quando decorridos 30 dias de armazenagem, sendo mais indicada para períodos longos de uso do provisório. Os dados coletados de RFU demonstraram interação da geometria do teste e tempo de armazenagem, através da elevação da média de RFU em oposição ao decréscimo no valor de RFB. Porém, isso pode não representar boa capacidade de aferição do teste de RFU, uma vez que é esperada a degradação da matriz resinosa levando ao possível decréscimo da RF.

Palavras-chave: Metilmetacrilato, resistência mecânica, restauração temporária.

ROSA, L.I. **Flexural strength resins two interim: comparison of uniaxial and biaxial tests.** 2013. Thesis (Master) - Graduate Program in Dentistry, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to evaluate the flexural strength of the resin bisacrílica Systemp.c&bII (S) - Ivoclar / Vivadent AG , and methyl methacrylate resin Duralay (D) - Reliance on two types of flexural tests , in order to suggest a test pattern most appropriate to assess this mechanical property . The materials were subjected to two tests of flexural strength, one uniaxial (RFU) and another three-point biaxial (RFB) with ball load in three levels of support (B3B), after 24 hours and 30 days of the making of the body proof (CP) stored in distilled water at 37 ° C. For each type of testing were made of each material 40 CPs, 20 of these tested 24 hours after preparation and the other 20 after 30 days of storage. CPs and flexural tests were performed according to ISO 4049 and ISO 6872. The tests were conducted on an Instron 4444 machine (Chicago, IL - USA) with a crosshead speed of 0.5 mm/min until fracture. The load values obtained were related to the effective area of the test and converted into MPa. The results were tested using the Anderson- Darling normality, ANOVA for three factors at two levels each test and T. The RFU test showed statistically significant difference ($p > 0.05$) for the two periods of storage the resin Duralay. The same statistical test revealed a significant difference between the Systemp.c & b and II Duralay within 24 hours. The T test found no statistically significant difference to the results of RFB. No significant interaction of test type and type of materials, however, there was interaction between storage time and type of material and type of test. The S resin showed results similar to RF of D resin 24 hours, but was higher when after 30 days of storage, being more suitable for long periods of use of the provisional. Data collected from RFU demonstrated interaction geometry test and storage time, by raising the average RFU as opposed to the decrease in the value of RFB. However, this may not represent a good capacity test for measuring the RFU, since it is expected degradation of the resin matrix leading to the possible decrease in RF.

Keywords: Methyl methacrylate, mechanical strength, temporary restoration.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fórmula estrutural do monômero metilmetacrilato.....	27
Figura 2 – Fórmula estrutural do BisGMA	28
Figura 3 – Fórmula estrutural do BISEMA.....	29
Figura 4 – Matriz metálica bipartida para discos.....	45
Figura 5 – Preenchimento da matriz metálica com resina Systemp.c&b II.....	45
Figura 6 – Manipulação da RAAQ Duralay.....	45
Figura 7 – Preenchimento da matriz com RAAQ Duralay.....	45
Figura 8 – Matriz metálica bipartida para barras.....	46
Figura 9 – Preenchimento da matriz metálica bipartida.....	46
Figura 10 – Proporção da RAAQ Duralay.....	46
Figura 11 – Manipulação da RAAQ Duralay.....	46
Figura 12 – Ilustração do teste de RFU de três pontos.....	47
Figura 13 – Aplicação do teste de RFU de três pontos.....	47
Figura 14 – Vista frontal do teste flexural biaxial (B3B).....	48
Figura 15 – Vista superior do teste flexural biaxial (B3B).....	49
Figura 16 – Aplicação do teste RFB/B3B.....	49
Figura 17 – Gráfico da interações das variáveis.....	54
Figura 18 – Gráficos das RF em cada variável isoladamente.....	54
Figura 19 – Gráfico de distribuição normal da RAAQ Duralay no teste de RFU em 24 horas de armazenamento.....	75
Figura 20 – Gráfico de distribuição normal da RAAQ Duralay no teste de RFU em 30 dias de armazenamento.....	75
Figura 21 – Gráfico de distribuição normal da resina Systemp.c&b II no teste de RFU em 24 horas de armazenamento.....	76

Figura 22 – Gráfico de distribuição normal da resina Systemp.c&b II no teste de RFU em 30 dias de armazenamento.....	76
Figura 23 – Gráfico de distribuição normal RAAQ Duralay no teste de RFB com 24 horas de armazenamento.....	77
Figura 24 – Gráfico de distribuição normal RAAQ Duralay no teste de RFB com 30 dias de armazenamento.....	77
Figura 25 – Gráfico de distribuição normal da resina Systemp.c&b II no teste de RFB em 24 horas de armazenamento.....	78
Figura 26 – Gráfico de distribuição normal da resina Systemp.c&b II no teste de RFB em 30 dias de armazenamento.....	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores médios do teste RFU (MPa).....	52
Tabela 2 - Valores médios do teste RFB (MPa).....	52
Tabela 3 - Valores de RFU dos materiais em cada período.....	52
Tabela 4 - Valores de RFB dos materiais em cada período.....	53

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Diferentes geometrias de testes flexurais biaxiais.....	32
Quadro 2 - Delineamento experimental.....	44

LISTA DE ABREVIATURAS

ADA: American Dental Association

°C: grau Celsius

B3B: “*ball-on-three-balls*” – Esfera de carga sobre três esferas de apoio inferior.

BisGMA: bisfenol-A glicidil metacrilato

BisEMA: BisGMA Etoxilado

CPs: corpos de prova

DP: desvio padrão

ISO: Organização Internacional para Padronização

kN: quilonewton

mm/min: milímetro por minuto

mm: milímetro

mm²: milímetro quadrado

MMA: metilmetacrilato

MPa: megapascal

n: número

N: newton

PEMA: polietilmetacrilato

PMMA: polimetilmetacrilato

RAAQ: resina acrílica ativada quimicamente

RF: resistência flexural

RFB: resistência flexural biaxial

RFU: resistência flexural uniaxial

TEGDMA: trietilenoglicol dimetacrilato

UDMA: uretano dimetacrilato

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	19
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	24
2.1	TÉCNICA DIRETA NA CONFEÇÃO DE PRÓTESE PROVISÓRIA.....	25
2.2	RESINAS DE METILMETACRILATO ATIVADAS QUIMICAMENTE.....	26
2.3	RESINAS BISACRÍLICAS.....	27
2.4	RESISTÊNCIA FLEXURAL UNIAXIAL.....	29
2.4.1	Vantagens do ensaio flexural uniaxial.....	30
2.4.2	Desvantagens do ensaio flexural uniaxial.....	31
2.5	RESISTÊNCIA FLEXURAL BIAxIAL.....	32
2.5.1	Vantagens do ensaio flexural uniaxial.....	33
2.5.2	Desvantagens do ensaio flexural uniaxial.....	34
2.6	CONSIDERAÇÕES SOBRE AS DUAS GEOMETRIAS DE TESTES FLEXURAIS.....	34
3	OBJETIVOS.....	40
3.1	OBJETIVO GERAL.....	41
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	41
4	MATERIAIS E MÉTODO.....	42
4.1	Delineamento e especificações.....	43
4.2	Preparo e armazenamento dos corpos de prova.....	44
4.3	Teste de Resistência Flexural Uniaxial.....	47
4.4	Teste de Resistência Flexural Biaxial.....	48
4.5	Avaliação Estatística dos Resultados.....	50

5	RESULTADOS.....	51
6	DISCUSSÃO.....	55
7	CONCLUSÃO.....	63
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65
	ANEXOS.....	71
	APÊNDICE.....	79

Introdução

1 INTRODUÇÃO

A confecção de boas restaurações provisórias é de fundamental importância para o sucesso do tratamento protético. Elas representam um passo importante para decidir a cor, forma e contorno da restauração definitiva, especialmente nas complexas reconstruções estéticas (SMALL, 2005). Os materiais para provisórios devem possuir características mecânicas que protejam o dente preparado e o tecido periodontal subjacente, além de suportar as condições adversas do ambiente bucal, enquanto a restauração definitiva está sendo fabricada (CHRISTENSEN, 1996).

No início do século XX, muitos estudos foram conduzidos no intuito de desenvolver as resinas acrílicas, a qual foi elaborada em 1936, quando a companhia Kulzer descobriu que uma massa poderia ser produzida misturando polimetacrilato de metila em pó e um monômero líquido, ocorrendo a polimerização quando o peróxido de benzoíla fosse adicionado e a mistura aquecida a 100°C (KUEHN, 2005).

Atualmente, grande parte das próteses provisórias são confeccionadas com resina acrílica. Esse material é sintetizado a base do monômero metilmetacrilado ou etilmetacrilato sob forma de apresentação com um sistema de pó (polímero) e líquido (monômero). O monômero compõe-se basicamente de metilmetacrilato ou metilmetacrilato e hidroquinona (0,006%), sendo a hidroquinona um inibidor de polimerização que garante a estabilidade durante a armazenagem. A resina acrílica de polimetilmetacrilato é o resultado da reação entre o polimetacrilato de metila (pó) e o metilmetacrilato (líquido), sendo que a resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ) tornou-se popular principalmente devido ao seu baixo custo e propriedades mecânicas satisfatórias (ANUSAVICE, 2005). No entanto, a manipulação em consultório pode determinar variáveis, como inclusão de bolhas de ar que diminuem a resistência aos esforços mastigatórios, além de possuir odor desagradável comumente relatado pelos pacientes.

No final dos anos 90 foi apresentada ao mercado a resina bisacrílica, disponibilizada com cura dual ou quimicamente ativada. Atualmente é mais

utilizada a resina bisacrílica quimicamente ativada, composta por duas pastas, contendo geralmente os monômeros UDMA, TEGDMA, BisGMA e BisEMA sozinhos ou em combinações, aproveitando suas melhores propriedades, as quais conferem características químicas diferenciais quando comparada à resina acrílica convencional. Entre as principais vantagens das resinas bisacrílicas destacam-se: menor contração de polimerização, menor liberação de calor (maior biocompatibilidade), manuseio simples e maior variabilidade de cores (estética).

Durante a mastigação, os dentes posteriores são submetidos a forças médias de 222 até 890 newtons, cerca de 2 a 3 vezes a força submetida em dentes anteriores, que situa-se entre 89 e 334 newtons. Apesar das forças mastigatórias se distribuírem de maneira complexa sobre todos os dentes, na região posterior há uma intensa força flexural atuando (ANUSAVICE, 1998).

Dessa forma, a escolha do material a ser utilizado na coroa provisória deve considerar uma série de quesitos, entre eles estão as características mecânicas dos materiais poliméricos quando em função. A alta capacidade de resistir a flexão e dobramento é uma característica desejada e, ao mesmo tempo, fundamental para suportar as cargas mastigatórias. A resistência à flexão é a propriedade mecânica que melhor traduz o conjunto de tensões que ocorrem clinicamente, por envolver forças de tração, compressão e cisalhamento, uma vez que dificilmente alguma dessas tensões ocorre na boca de forma pura (BAN e ANUSAVICE, 1990).

Apesar das vantagens da resina bisacrílica citadas anteriormente, alguns clínicos têm questionado a utilização das mesmas para confecção de provisórios posteriores, uma vez que tem sido observada à alta incidência de fraturas imediatas nesses materiais.

Aproximar os ensaios laboratoriais da realidade clínica continua sendo uma busca constante na pesquisa com materiais odontológicos. Não há estudos publicados sobre exatamente quais as propriedades mecânicas que podem melhor ajudar o clínico na previsão de desempenho *in vivo* de materiais restauradores provisórios. Contudo, o módulo de ruptura, módulo de elasticidade e resistência à flexão (RF) são propriedades mecânicas que têm sido utilizadas como possíveis preditores da capacidade dos materiais para funcionar no ambiente bucal. O armazenamento em água pode afetar as

propriedades mecânicas de algumas resinas, portanto investigações *in vitro* devem incluir métodos para medir essas alterações (IRELAND, 1998; DIXON, 1991).

Os testes de RF – devido à distribuição das tensões no interior do CP – é uma combinação de ensaio de tração e compressão. Os métodos mais utilizados para realizar ensaios de flexão são: ensaio flexural uniaxial de 3 ou 4 pontos e ensaio flexural biaxial (CRAIG, 2004). O teste flexural de 3 pontos tem sido o mais realizado quando se deseja verificar esse comportamento nos materiais, principalmente devido a fácil elaboração do dispositivo de teste. Há ampla literatura compreendendo esse método, facilitando portanto, a comparação de resultados. No entanto, alguns detalhes desse teste como a não observação da razão 10:1 entre o comprimento e a altura do CP, podem não permitir a reprodução exata de uma fratura pura por tensão flexural (SHIGLEY, *et al.*, 2004).

Recentes estudos têm sido realizados a fim de estabelecer um melhor método para traduzir a tensão de flexão. Nas últimas três décadas, foram desenvolvidos métodos de testes flexurais com corpos de prova em formato de disco, conhecido como teste de resistência flexural biaxial. Em um primeiro momento, o maior obstáculo foi estabelecer as dimensões adequadas para corpos de prova compatíveis com a realidade da Odontologia (PICK, *et al.* 2010). Em seguida, buscou-se estabelecer qual o melhor dispositivo de teste: pistão de carga/anel de apoio, pistão de carga/esferas de apoio e esfera de carga/esferas de apoio (B3B). Börger *et al.* (2002), mostraram que o teste B3B é muito tolerante a eventuais erros com respeito ao alinhamento dos espécimes, a determinação do raio de suporte ou a medição do raio do espécime. Portanto, esse parece ser o tipo de ensaio flexural biaxial mais indicado.

A principal vantagem desse tipo de ensaio consiste em não haver concentração de tensões nas arestas do corpo de prova. Isso porque durante o ensaio, as arestas do disco permanecem na porção externa aos pontos de apoio do dispositivo de teste, ou seja, fora da região de esforço. A concentração de estresse ocorre no centro da superfície oposta à aplicação da força, não sendo influenciada por pontos concentradores de tensões dados pelo formato do corpo, tendo como exemplo as arestas (ABU-HASSAN, 1998).

Os ensaios de resistência flexural (ou resistência transversal) determinam não apenas a resistência máxima do material utilizado, mas também, a quantidade de distorção esperada. A escassez de informações relacionadas às propriedades flexurais dos materiais bisacrílicos, com ou sem períodos de armazenagem, torna este tipo de pesquisa laboratorial ainda mais necessária. A comparação da mesma com uma resina acrílica a base de metilmetacrilado para próteses provisórias, se faz devido a grande utilização dessa pelos clínicos. A hipótese nula do presente estudo que não haverá diferença na avaliação da resistência flexural entre a resina bisacrílica e a resina de metilmetacrilato. A segunda hipótese é que o comportamento flexural dos materiais testados não é influenciado pela orientação do teste flexural.

A motivação para esse estudo que envolveu ensaios de resistência flexural uniaxial e biaxial com materiais provisórios ocorreu pelas seguintes razões: 1) tipos de testes que melhor reproduzem as cargas mastigatórias com formação de forças complexas (Ban e Anusavice 1990); 2) escassez de estudos de comparação entre o teste de RFU e RFB em materiais resinosos utilizados em próteses provisórias; 3) necessidade de comparar o desempenho dos materiais com diferentes estruturas monoméricas para confecção de provisórios em dois períodos distintos de armazenagem; 4) testes de fácil execução; 5) necessidade de observar a existência ou não de um padrão comportamental dos materiais resinosos perante os dois tipos de testes.

Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Técnica direta para confecção de próteses intermediárias.

Segundo Mezzomo (1994), as restaurações intermediárias fornecem ao profissional e ao paciente a possibilidade de predizer como ficará a restauração definitiva. Durante o tratamento protético, estas restaurações não devem se limitar apenas a um procedimento simples que protegerá o dente preparado até a cimentação da peça definitiva.

Dykema e Goodacre (1986) destacam que, entre outros objetivos, as restaurações provisórias tem função de proteção da estrutura dentária preparada, pelo simples fato de cobrirem o dente, isolando-o mecanicamente e termicamente, além de prevenir infiltrações através do selamento marginal no término do preparo.

Além da valorosa função de proteção mecânica, estética e estabilizadora, Lowe (1987) e Baldissara *et al.* (1998) atestam que as próteses intermediárias também são úteis para fins de diagnóstico, onde os parâmetros funcionais, oclusais e estéticos são desenvolvidos para identificar um resultado ótimo de tratamento antes da conclusão dos procedimentos definitivos.

O entendimento atual da prótese provisória, engloba o desempenho da mesma para atender as necessidades de possíveis alterações na dimensão vertical do paciente, estabelecimento de contatos proximais e oclusais, preservar ou até mesmo gerar saúde periodontal, possibilitar plastia gengival, além de ser uma importante ferramenta no manuseio da expectativa do paciente quanto a finalização e limitações que o tratamento pode apresentar.

Kurtzman (2006) e Pegoraro (1998) afirmam que, ainda hoje, muitos profissionais utilizam a prótese intermediária apenas como um elemento de preenchimento de espaços edêntulos e de dentes preparados, enquanto aguardam a chegada da prótese definitiva.

A técnica direta é um método de confecção bastante utilizado. A grande vantagem dessa técnica é a facilidade de confecção. Mezzomo (1994), e Dykema *et al.* (1986), destacam que a boa adaptação marginal e proteção

pulpar, além de possibilitar as relações oclusais satisfatórias e correção de imperfeições também são vantagens desta técnica.

Segundo Lieu *et al.* (2001), a principal desvantagem da técnica ocorre devido ao fato da reação de polimerização ocorrer diretamente sobre o dente preparado, uma vez que o material deve copiar a estrutura dental durante a polimerização. Embora utilizem-se métodos de controle de temperatura, a reação exotérmica que ocorre é bastante intensa, podendo acarretar danos a polpa e aos tecidos moles.

Shillingburg *et al.* (1998) apontam desvantagens relacionadas ao tipo de material escolhido, o qual pode gerar modificação da cor a curto prazo, porosidade, baixa resistência em próteses extensas quando comparados àquelas confeccionadas pela técnica indireta.

2.2 Resinas acrílicas de metilmetacrilato ativadas quimicamente

São disponibilizados nos mercado materiais resinosos para provisórios a base de metacrilatos (metil, etil, vinil e metiletilmetacrilato) e a base de bisacril ou Bis-GMA. Gordon (1996), em uma análise temporal destaca que, por muitos anos, as resinas acrílicas autopolimerizáveis a base de polimetilmetacrilato (PMMA) e polietilmetacrilato (PEMA) se estabeleceram como as melhores opções para os odontólogos, devido principalmente a sua resistência mecânica, bom polimento superficial e baixo custo. No entanto, Strassler (2009) aponta pontos negativos, tais como: mau cheiro quando em longos períodos de uso relatado por pacientes, porosidade, contração de polimerização e elevada liberação de calor durante a polimerização.

Através da classificação de Anusavice (1998), as resinas sintéticas podem ser chamadas de plásticos, pois em algum momento de sua fabricação, esteve em estado plástico. As resinas acrílicas são classificadas como materiais termopolimerizáveis, ou seja, tornam-se permanentemente rígidas após a reação de polimerização. Em geral possuem baixa solubilidade, não são passíveis de fusão, possuem resistência a abrasão e estabilidade. Esses compostos são derivados do etileno (C_2H_4), substância química formada por 2 carbonos unidos por uma ligação dupla, que se polimeriza por adição, portanto,

não forma subprodutos nem altera a composição da substância, sendo capaz de formar rapidamente moléculas gigantes. O iniciador mais comum que entra no processo de polimerização de resinas autopolimerizáveis é o peróxido de benzoíla. Uma amina terciária funciona como um ativador, catalisando a divisão da benzoíla em dois radicais livres. Esse então passa a funcionar como um radical livre extremamente reativo capaz de deslocar a ligação π do etileno, tornando-o portador de uma valência livre capaz de ligar-se a outros monômeros desencadeando o processo de polimerização para formar o polimetilmetacrilato (PMMA).

Os produtos comerciais devem ser apresentados separadamente devido a alta capacidade de reação quando em contato, em 2 frascos, um deles contendo o polímero (pó) e outro traz o monômero (líquido). O monômero é composto de metilmetacrilato (figura 1) ou metilmetacrilato e hidroquinona (0,003 a 0,1%), sendo a hidroquinona um inibidor de polimerização prevenindo a polimerização prematura durante a estocagem.

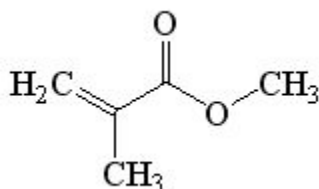


Figura 1 – Fórmula estrutural do MMA (Metilmetacrilato – $C_5H_8O_2$)

2.3 Resinas bisacrílicas

No início da década de 1960, através dos estudos com resinas do Dr. Rafael Bowen, houve um avanço no estudo e desenvolvimento da estrutura polimérica dos materiais restauradores, fundamentado-se na aplicação de resina epóxi de alto peso molecular e derivados do metacrilato, incorporando preenchimento de carga ao composto. A incorporação dos monômeros bifuncionais BisGMA (Resina de Bowen) guiou o desenvolvimento dos materiais comercializados constituídos de carga inorgânica: os compósitos.

No anos 90, as resinas bisacrílicas popularizaram-se como uma nova opção de material provisório. Utilizando o bisfenol-A glicidil metacrilato/Bis-GMA (figura 2), um monômero bifuncional em sua estrutura, as resinas bisacrílicas

passaram a oferecer vantagens destacadas por Powers (2006) como padronização de proporcionamento e mistura devido à seringa de inserção e ponta de automistura, menor contração, temperatura de polimerização, facilidade de manuseio. Sham *et al.* (2004) acrescentam também a maior diversidade de cores disponíveis além da maior estabilidade das mesmas.

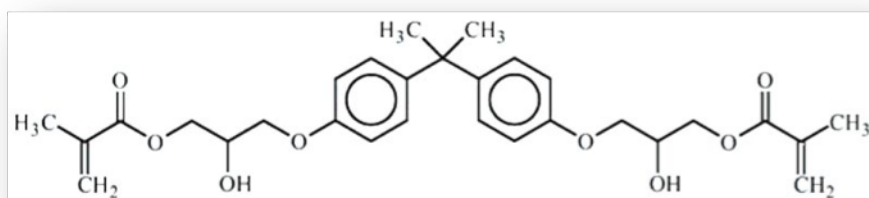


Figura 2 – Fórmula estrutural do Bis-GMA (bisfenol-A diglicidil metacrilato - $C_{29}H_{36}O_8$)

Desde a introdução das resinas no mercado, as pesquisas concentram-se em melhorar as formulações que utilizam esses monômeros para aumentar sua utilização clínica. A polimerização do dimetacrilato pode iniciar através da luz, ativação por calor ou na presença de um iniciador químico resultando num polímero reticulado, no qual, segundo Asmussen e Peutzfeldt (1998), as propriedades físico-químicas dependem do grau de conversão e estrutura final da rede.

O monômero mais utilizado comercialmente é o BisGMA (bisfenol A glicidil metacrilato). Segundo Anusavice (1998), apesar da sua elevada reatividade intrínseca, a presença de dois anéis aromáticos combinando grupos hidroxila ao longo das cadeias laterais conferem rigidez e viscosidade a esse composto. A rigidez reduz sua capacidade de rotação e de participação no processo de polimerização.

A fim de superar as limitações do Bis-GMA na resina bisacrílica, diferentes combinações de monômeros foram estabelecidas. Tanimoto et al. (2005) estudaram as características dos monômeros bifuncionais isolados e em associação com o BisGMA. Os mais comumente utilizados são o TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato), UDMA (uretano dimetacrilato) e o BisEMA (bisfenol A glicidil metacrilato etoxilado – Bis-GMA Etoxilado). O TEGDMA diminui a viscosidade quando combinado ao BisGMA, melhorando o grau de

conversão dos monômeros. O UDMA é um componente com alta flexibilidade e baixa viscosidade. Sua adição à composição juntamente como Bis-GMA eleva a resistência flexural, módulo de elasticidade e dureza.

Em uma análise estrutural do monômero BisEMA (figura 3), Ogliari *et al.* (2008) chamam a atenção para o fato de que a versão etoxilado de BisGMA não apresenta as fortes interações moleculares secundárias dadas pelos grupos hidroxila (OH) presentes nas cadeias laterais do BisGMA, o que reduz a sua viscosidade e permite maior grau de conversão monomérica proporcionando melhores propriedades mecânicas.

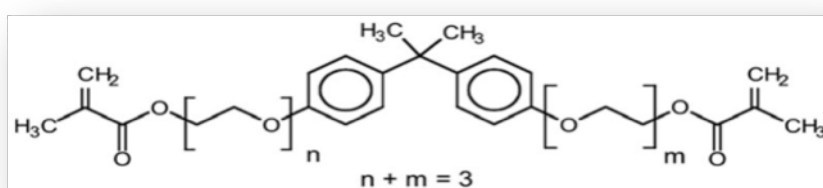


Figura 3 – Fórmula estrutural do BisEMA (bisfenol-A dimetacrilato etoxilado -C₂₉H₃₆O₇)

Dentro de seus estudos, Archegas *et al.* (2008) e Berger *et al.* (2009) colocam que, a exposição desses materiais resinosos aos fluidos orais pode causar a degradação por hidrólise molecular com a consequente lixiviação de monômeros que não reagiram. Além disso, o agente de carga também pode degradar e os processos de sorção de fluidos podem causar diminuição das propriedades físicas levando à fratura precoce da restauração.

2.4 Resistência flexural uniaxial

Segundo Craig e Powers (2004), o ensaio de RFU consiste em dobrar um corpo de prova de eixo retilíneo e secção circular, tubular, retangular ou quadrada. O espécime é assentado em dois rolamentos com apoios inferiores afastados a uma distância especificada, de acordo com o tamanho do corpo de prova. Aplica-se um esforço de flexão no centro do corpo, o que caracteriza o ensaio uniaxial de 3 pontos, ou dois agentes de carga superiores em regiões

equidistantes dos apoios inferiores, realizando o ensaio uniaxial com 4 pontos.

Uma descrição feita por Anusavice (1998) descreve a dinâmica do ensaio flexural. A carga é aplicada lentamente até fraturar o corpo de prova. A ponta aplicadora de carga tem um diâmetro que varia conforme a severidade do ensaio, sendo também indicado nas especificações, geralmente em função do diâmetro ou espessura do corpo de prova. Quanto menor o diâmetro (D) do aplicador de carga, mais severo é o ensaio. Este teste é, de certo modo, uma mensuração coletiva de tensões de tração na parte inferior do corpo, tensão de compressão na parte superior do corpo e de cisalhamento nas regiões próximas aos apoios – que não constituem fator primordial para o processo de fratura – e um eixo neutro onde as forças de tensão mudam de direção. Para materiais friáveis, o teste de flexão simula de forma mais aproximada as distribuição de tensões em próteses dentais como pontes de elementos múltiplos.

Segundo Ban e Anusavice (1990), o teste flexural uniaxial de 3 pontos é o modo mais utilizado para estabelecer a resistência flexural dos materiais. No entanto, o formato do CP é um ponto sensível da técnica pois, é sabido que as arestas existentes na barra são pontos concentradores de tensões, uma vez que no teste de RFU as arestas estão presentes na parte ativa testada, podendo influenciar o resultado final. Outra preocupação envolve as tensões de cunha nos pontos de contato e de apoio produzidos pelo atrito no ponto de carregamento do espécime.

2.4.1 – Vantagens do ensaio flexural uniaxial

Para Myers *et al.* (1994) e De Souza (1979), as principais vantagens do teste de RFU são:

- método barato e fácil para adquirir tensões de ruptura em alguns materiais, como os cerâmicos.
- aplicável em materiais frágeis para os quais há dificuldade na realização de ensaios de tração.
- extensão do corpo de prova semelhante à das restaurações clínicas.

- pode-se obter a fratura do corpo de prova através de um estado de tensão pura na superfície inferior do espécime. (DE SOUZA, 1979).
- engloba diversos tipos de esforços de carga em um mesmo teste. Ex.: na margem oposta da aplicação de carga produz-se tração; no ponto de aplicação de força, há compressão; na região intermediária do ponto de aplicação de carga e dos apoios, forças em direções opostas determinando a força de cisalhamento. Ou seja, representa melhor o que os materiais encontrarão quando em função.
- permite análise estatística qualitativa e quantitativa da resistência do material testado.

2.4.2 - Desvantagens do ensaio flexural uniaxial

- Pode ocorrer fratura na extremidade do corpo de prova, o que aumenta a variação dos resultados de falha por estresse.
- Os métodos para realização deste teste foram concebidos para engenharia de materiais, onde normalmente são utilizadas amostras relativamente grandes. Na odontologia a obtenção de espécimes grandes não é viável, tanto pela indisponibilidade de quantidades adequadas para a confecção dos espécimes, quanto pela tensão residual devido à contração de polimerização em alguns materiais ou contração térmica. Além disso, falhas ocorridas em exemplares grandes podem não ser representativas para restaurações clínicas, as quais apresentam dimensões reduzidas.
- As normas sugerem uso de testes flexurais uniaxiais e artigos científicos atuais tendem ao uso de testes biaxiais.
- O teste de resistência à flexão de 3 pontos é considerado estático, ou seja, mostra valores de resistência mecânica em situação imediata, logo após a aplicação da carga. Por esse motivo, os resultados não podem ser usados diretamente para prever o desempenho em longo prazo desses materiais. Avaliações que simulem as condições dinâmicas dos esforços mastigatórios, como a

utilização de ciclagem mecânica e testes de resistência à fadiga, devem ser realizadas.

2.5 Resistência flexural biaxial

Consiste na aplicação de carga sobre um corpo de prova em formato de disco apoiado inferiormente. Börger et al. (2002) expuseram diferentes maneiras de aplicação da carga e disposição do apoio inferior, sendo as mais comuns representadas abaixo (quadro 1).

Quadro 1 - Diferentes geometrias de testes flexurais biaxiais.

Forma de Aplicação de Carga		Apoio Inferior
Esfera / 3 esferas de apoio (B3B)	Esfera	3 esferas equidistantes. Ângulo de 120°.
Pistão / 3 esferas de apoio	Pistão fixo	3 esferas equidistantes. Ângulo de 120°
Esfera / anel de apoio	Esfera	Anel
Pistão / anel de apoio	Pistão fixo	Anel

Para With e Wagemans (1989), as principais vantagens do referido teste deve-se à facilidade de confecção dos corpos de prova e principalmente porque a área efetivamente sob esforço durante o ensaio não possui arestas concentradoras de tensão. Morrel *et al.* (1999) acrescentam que o teste biaxial possui melhor capacidade de registrar os defeitos dos materiais. Entre as diferentes maneiras de aplicar o teste RFB, Morrel *et al.* (1999) acrescentam também que os ensaios realizados com CPs apoiados sobre anéis apresentam como principal desvantagem a necessidade das superfícies discais estarem extremamente planas e paralelas. Qualquer desvio de paralelismo e planicidade pode levar a má distribuição de tensão, fornecendo resultados de difícil interpretação. Uma vez sendo inevitável pequenos desníveis na planicidade do disco, passou-se a desenvolver o apoio em três esferas, pois este modelo

tolera pequenos desvios do nivelamento do disco. Outro fator importante é a distribuição axial simétrica da carga. A principal vantagem do teste B3B é o fato de que a situação de carga (com três apoios e uma bola de carga) é muito melhor definida quando comparada ao teste padronizado em anel de apoio, já que pequenas imprecisões geométricas poderiam causar uma quebra da simetria axial do conjunto de teste. Isto pode causar grandes alterações na tensão de tração máxima em relação ao modelo definido B3B (BÖRGER et al., 2002). Portanto, o teste que utiliza uma esfera aplicadora de carga sobre o corpo de prova apoiado em três esferas equidistantes parece ser mais apropriado. Neste ensaio, a carga de ruptura é medida sendo que resistência é definida como a principal força de tensão máxima no disco, que ocorre na superfície do disco oposta à esfera de carregamento. O campo de tensão no CP depende da carga aplicada no plano geométrico definido do teste, ou seja, a espessura e o diâmetro do disco, a dimensão e a posição das esferas, e também sobre as propriedades elásticas do material do disco. A avaliação adequada do teste RFB/B3B necessita do conhecimento exato da relação entre a carga aplicada e a tensão máxima de tração, mas, até agora, um estudo sistemático não foi realizado.

2.5.1 – Vantagens do ensaio flexural biaxial (B3B).

Segundo With e Wagemans (1989), Morrel *et al.* (1999), Börger et al. (2002) e Palin et al. (2003), as principais vantagens são:

- resultados bastante estáveis contra pequenos erros na geometria da amostra.
- defeitos de aresta não relevantes durante o ensaio.
- pouca influência de atrito.
- maior capacidade de registrar defeitos dos materiais, buscando defeitos verticais e horizontais.
- volume submetido ao esforço é semelhante ao volume das restaurações clínicas.

- melhor definição da situação de carga mantendo a simetria axial do teste.

2.5.2 – Desvantagens do ensaio flexural biaxial (B3B).

Para Brieu *et al.* (2006), a utilização dos dispositivos de teste, o mecanismo de ensaio, o estabelecimento dos resultados, bem como a quantidade insignificante de dados quando comparado à disponibilidade de estudos de outros testes, representam as dificuldades de aplicar esse tipo de ensaio. Além disso, não foi encontrada na literatura disponível uma especificação direcionada a aplicação deste ensaio em materiais poliméricos de tamanho reduzido. Há uma grande variação de dimensões de corpos de prova e os ensaios com estes materiais baseiam-se na norma estabelecida para os materiais cerâmicos.

2.6 Considerações sobre as duas geometrias de testes flexurais.

Combe *et al.* (1995) realizaram um trabalho a fim de medir as propriedades mecânicas de um grupo diversificado de materiais para núcleo de preenchimento direto. A resistência flexural uniaxial dos seguintes materiais foi testada: amálgama com alto teor de cobre, uma resina composta, um cermet e dois compósitos desenvolvidos especificamente para esta aplicação. Os corpos de prova em formato de barra (25 x 2 x 2mm) foram armazenados a 37°C para serem testados em períodos de 1h, 24h e 3 meses após a sua confecção. A resistência flexural de cada material foi testada em função do tempo de estocagem. Todos os grupos cumpriram as especificações mínimas de resistência a flexão, com exceção do amálgama após 1h e o cermet em todos os intervalos de tempo. Os autores atestavam que os ensaios de resistência à flexão são considerados sensíveis a imperfeições superficiais, tais como

fissuras, bolhas e falhas podendo ter influência direta na fratura de materiais frágeis. Altos valores de resistência a flexão refletem uma tendência limitada à fissuração e alta resistência a defeitos de superfície e erosão.

Nejatidanesh *et al.* (2009) testaram a RFU de sete marcas comerciais de resinas utilizadas na confecção de próteses intermediárias. Foram utilizadas as resinas: Trim (Bosworth Co. Skokie, IL, USA), Acropars (Marlic Medical Co., Tehran, Iran), Protemp 3 Garant (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) bisacrílico e Unifast LC (GC America, Alsip, IL, USA), TempSpan (Pentron, Wallingford, CT, USA), Tempron (GC, Aichi, Japan), Duralay (Duralay Corp., Worth, IL, USA) à base de metilmetacrilato. Os dez CPs de cada material foram elaborados seguindo a especificação ADA n° 27 em formato de barra de 25 x 2 x 2mm. Todos foram armazenados em saliva artificial por 14 dias a 37°C e submetidos a termociclagem de 2.500 ciclos entre 5°C e 55°C. A velocidade da carga durante o teste de RFU foi 0.75mm/min. As menores e maiores forças de RF foram encontrados para resinas de metacrilato de etila e par a aresina bisacrílica TempSpan, respectivamente. Os valores médios de resistência à flexão dos materiais estudados foram: TempSpan 66,3MPa, Protemp 3 Garant 53,4MPa, Tempron 47,5MPa, Duralay 38,3MPa, Unifast LC 24,1MPa, Acropars 17,9MPa and Trim 5,9MPa. Não houve diferença significativa entre Tempron e Protemp 3 Garant, mas as outras resinas foram significativamente diferentes. Os pesquisadores concluíram que os materiais bisacrílicos exibiram resistência à flexão maior do que as resinas de metacrilato testadas. Estes valores mais elevados devem ser considerados na escolha de próteses fixas provisórias, especialmente quando o uso em longo prazo está sendo planejado.

Haselton *et al.* 2002, submeteram materiais para confecção de provisórios ao teste de RFU. Foram utilizados cinco compostos à base de metacrilato, Alike (GC America, Alsip, Ill.), Caulk (Dentsply Caulk, Milford, Del.), Jet (Lang Dental Mfg Co, Wheeling, Ill), Unifast LC (GC America) e Zeta C & B Acrylic (Vita Zahnfabrik Rauter GmbH & Co, Bad Sackingen, Germany) e 8 compostos bisacrílicos, Instatep (Sterngold Restorative Systems, Attleboro, Mass.), Integrity (Dentsply Caulk, Milford), Luxatemp (Zenith-DMG/ Foremost Dental, Englewood, N.J.), Protemp Garant (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), Protemp 3 Garant (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), Provipont (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Provitec (GC America) e Temphase (Kerr USA, Orange,

CA). Os CPs em forma de barra com dimensões de 25 x 2 x 2mm foram fabricados de acordo com a American National Standards Institute / American Dental Association especificação nº 27. Após a imersão em saliva artificial a 37 ° C durante 10 dias, as amostras foram ensaiadas em um teste de RFU, a uma velocidade de 0,75 mm/min. As forças médias de flexão variaram entre 56,2 e 123,6 MPa. Os maiores valores ocorreram em 4 materiais bisacrílicos (Provipont, Integrity, Protemp 3 Garant e Luxatemp). Os pesquisadores concluíram que as resinas bisacrílicas demonstraram resistência à força de flexão significativamente superior às resinas de metacrilato tradicionais.

Balkenhol *et al.* (2007) conduziram um estudo para verificar as propriedades de RF e módulo de flexão de quatro materiais restauradores provisórios, um a base de metacrilato e os demais eram materiais bisacrílicos. Foram testados Trim (Bosworth, Skokie (IL), USA) a base de metacrilato e os bisacrílicos Luxatemp AM Plus (DMG, Hamburg, Germany), Luxatemp AM Plus Solar (DMG, Hamburg, Germany) e Cool Temp Natural (Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland). Os CPs foram divididos em 6 grupos de acordo com o período e condições de armazenagem (intervalo de 10min até 72 horas com termociclagem e seco x úmido). Foram submetidos a um ensaio de RFU de 3 pontos de acordo com a especificação ISO 4049/2000. Os pesquisadores observaram que natureza química e mecanismo de cura influenciaram significativamente ($p < 0,01$) as propriedades mecânicas, porém a influência do mecanismo de cura diminuiu com o aumento do período de armazenagem. Concluíram que a RF e o módulo de flexão dependem significativamente do tempo após a mistura. Materiais à base de monômeros bifuncionais são mais indicados quando comparados as resinas de metacrilato em virtude das propriedades mecânicas mais favoráveis. Se uma elevada resistência mecânica é indispensável imediatamente após a fabricação, é recomendado um material provisório de cura dual.

Chung *et al.* (2004), aplicaram dois tipos de ensaios flexurais, uniaxial de três pontos e biaxial em resinas compostas. Os materiais selecionados para os ensaios foram as resinas minifill (Z100 e Filtek Z250), microfill (A110), poliácido modificado (F2000) e uma resina flow (Filtek Flowable-FF), sendo todos armazenados em água destilada a 37°C. Os resultados da resistência flexural uniaxial oscilaram entre 66.61 e 147.21MPa e o biaxial entre 67.27 a 182.81

MPa. Após as análises, os autores concluíram que o teste biaxial utiliza espécies de tamanho mais apropriado em relação ao teste uniaxial de três pontos. Todavia, a reprodutibilidade do teste biaxial não é referência ($\alpha > 10\%$) devido ao complexo estresse de contato. Portanto, para os pesquisadores, o ensaio biaxial não é mais confiável do que o ensaio flexural de três pontos quando realizado em materiais frágeis.

Pick *et al.* (2010) avaliaram três resinas compostas em testes de RFU de três pontos e RFB com pistão de carga sobre três esferas, submetendo suas amostras e resultados a análise de Weibull, avaliação fractográfica e distribuição de stress (elemento finito). Utilizaram corpos de prova em formato de disco (15mm x 1mm) para o ensaio biaxial e em forma em barra (10mm x 2mm x 1mm) para o ensaio uniaxial, ambos seguindo as especificações ISO 6872/2008 e ISO 4049/2000, respectivamente. Os três compósitos preparados e testados foram: Conceito/Vigodent (CA); Heliomolar/Ivoclar-Vivadent (HE); Z250/3M ESPE, (FZ). Todos foram armazenamentos a seco 48h a 37 °C. Os dados foram analisados pela estatística de Weibull. Superfícies fraturadas foram observadas em microscópio estereoscópico e microscópio eletrônico de varredura. A distribuição da tensão máxima foi determinada pela análise de elemento finito. Os valores de RFB (em MPa) encontrados foram de 169.9M (FZ), 122.4 (CA) e 104.8 (HE), e para a RFU foram 160.3 (FZ), 98.2 (CA) e 91.6 (HE). O módulo de Weibull foi semelhante dentro do mesmo ensaio. CA e HE apresentaram valores estatisticamente maiores para o teste RFB. Poros superficiais no teste de RFB e falhas de arestas no RFU foram as origens de fratura mais freqüentes. Os autores concluíram que, em comparação com o ensaio de RFU de três pontos, o ensaio RFB detectou maiores diferenças entre os compostos e além de uma menor dispersão dos dados expressos pelo módulo de Weibull em dois entre cada três materiais testados. Sugerem que isso esteja provavelmente relacionado com a distribuição de falhas e um menor volume da amostra submetida a tensões de alta resistência. Não obstante, a força biaxial estava mais próxima à tensão do material estimada por FEA.

Palin *et al.* (2003), avaliaram a confiabilidade do teste flexural uniaxial de três pontos e biaxial. Foram testadas duas resinas compostas convencionais à base de metacrilato, Z250 e Z100 (3M ESPE Dental Products Division, St Paul, MN, US) e uma resina experimental EXL596 de baixa contração à base da

mistura dos monômeros oxirano e polyol. Vinte CPs de cada composto foram feitos sendo que àqueles pertencentes ao teste RFU seguiram as normas ISO 4049/1988 e os discos para o RFB possuíam dimensões de 11mm de diâmetro e 2mm de espessura. Ambos os testes foram feitos com velocidade de 1mm/min e todos os espécimes foram armazenados em água destilada por 24 horas. A confiabilidade da flexão biaxial e dos dados de resistência à flexão de três pontos (RFU) para cada material foram submetidos ao teste Weibull. A média de forças de flexão biaxiais de EXL596, Z250 e Z100 foram 168 ± 11 MPa, 140 ± 12 MPa e 126 ± 13 MPa, respectivamente. Forças de flexão de três pontos foram de EXL596, Z250 e Z100 foram 113 ± 15 MPa, 92 ± 10 MPa e 79 ± 16 MPa, respectivamente. Em conclusão, os autores do estudo sugerem que o teste de resistência à flexão biaxial de compósitos odontológicos à base de resina é um método de teste mais confiável do que o RFU de três pontos. O aumento da confiabilidade foi considerada baseado no módulo de Weibull associado depois dos testes de flexão biaxial, como um resultado da eliminação da variabilidade introduzida durante o regime de cura das amostras de flexão de três pontos.

Com o objetivo de avaliar a resistência flexural de materiais acrílicos além dos materiais, testando também os cimentos ósseos a base de metilmetacrilato Higgs *et al.* (2001), submeteram quatro cimentos (dois deles a base de metilmetacrilato) ósseos as teste de RFU de três pontos e ao teste RFB de esfera de carga sobre três esferas de apoio. Os 4 tipos de cimentos ósseos testados foram Simplex (Howmedica), CMW3 DePuy, Fuji IX GC International, Fuji II GC International. Foram confeccionados discos (14 x 1,25mm) e barras 20 x 5 x 2,5mm. Os espécimes foram armazenados por 24 horas a seco em temperatura ambiente ($23 \pm 1^{\circ}\text{C}$) com umidade relativa de $50\% \pm 5\%$. A média de RFU dos dois cimentos a base de metacrilato, Simplex e CMW3, foram 72,56 e 64.77 MPa respectivamente. Para a RFB, os valores respectivos foram de 98.44 e 89.39 MPa. Os autores concluíram que a análise do teste de RFB confirmou que a tensão de tração máxima determinada a partir do método de elementos finitos corresponde à tensão de tração encontrados a partir da teoria biaxial. Acrescentaram também, baseado na análise do módulo Weibull que a diferença na resistência entre os testes de flexão biaxial e o

uniaxial de três pontos é relativa as áreas sobre tensão nos corpos de prova, uma vez que o volume e a área sob estresse nos discos é menor e não sofre os efeitos concentradores de tensões das arestas.

Objetivos

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência flexural uniaxial e biaxial da resina acrílica ativada quimicamente Duralay (Reliance, Worth-IL, EUA) e da resina bisacrílica ativada quimicamente Systemp.c&b II (Ivoclar/Vivadent AG, Schaan, LIECHTENSTEIN), ambas utilizadas na confecção de próteses provisórias.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

3.2.1 Verificar o comportamento flexural das resinas Duralay e Systemp.c&b II utilizadas em próteses provisórias, submetidas a simulação de degradação através de dois períodos de armazenagem, 24 horas e 30 dias, em água destilada a 37°C.

3.2.2 Avaliar os resultados obtidos de acordo com a composição química e características intrínsecas dos materiais envolvidos na pesquisa.

3.2.3 Comparar e avaliar o padrão de comportamento dos materiais envolvidos nesta pesquisa diante de diferentes geometrias de testes flexurais.

Materiais e Métodos

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi do tipo laboratorial, *in vitro*, sendo constituído por corpos de prova e realizado nas dependências do Centro de Ciências de Saúde (CCS) e Centro Tecnológico (CTC) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

A resina acrílica quimicamente ativada (RAAQ) Duralay (Reliance, Worth-IL, EUA) e a resina bisacrílica Systemp.c&b II (Ivoclar/Vivadent AG, Schaan, LIECHTENSTEIN) foram utilizadas para a aplicação dos testes flexurais após imersão em água destilada.

4.1 Delineamento e especificações

Os espécimes foram confeccionados e os testes ocorreram seguindo a norma da Organização Internacional de Padronização ISO 4049:2000 para ensaio de RFU. Para o espécime do teste RFB não foi encontrada padronização de ensaio biaxial B3B para materiais poliméricos, sendo adotada as dimensões dos padrões de corpos de prova cerâmicos ISO 6872:2008.

Para a realização desta pesquisa foram feitos 160 corpos de prova. Destes, 80 em formato de disco sendo: 40 discos de resina bisacrílica Systemp.c&b II (Ivoclar/Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) e 40 discos em resina acrílica quimicamente ativada (RAAQ) Duralay (Reliance, Worth-IL, EUA). Também foram confeccionados 80 corpos de prova em forma de barra sendo 40 barras de resina bisacrílica Systemp.c&b II (Ivoclar/Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) e 40 barras de resina acrílica quimicamente ativada Duralay (Reliance, Worth-IL, EUA). Todos os discos e barras foram armazenados em água destilada a 37°C, sendo que 20 discos e 20 barras de cada material foram testados 24 horas após a confecção e o restante 30 dias após sua confecção (Quadro 2).

Quadro 2 – Delineamento experimental

Teste	Material	Grupo	Número CPs	Período
Uniaxial (1) - 80 CPs	Duralay – Reliance (1)	1.1/A	20	24 horas
		1.1/B	20	30 dias
	Systemp.c&b II – Ivoclar/Vivadent (2)	1.2/A	20	24 horas
		1.2/B	20	30 dias
Biaxial (2) - 80 CPs	Duralay – Reliance (1)	2.1/A	20	24 horas
		2.1/B	20	30 dias
	Systemp.c&b II – Ivoclar/Vivadent (2)	2.2/A	20	24 horas
		2.2/B	20	30 dias

4.2 Preparo e armazenamento dos corpos-de-prova

Os espécimes em forma de disco foram obtidos a partir de uma matriz de aço inoxidável bipartida de geometria circular, com as seguintes dimensões internas: 13 milímetros (mm) de diâmetro e 1mm de espessura (Figura 4). A matriz metálica foi posicionada sobre uma placa de vidro com superfície lisa. Para as resinas bisacrílicas, foi utilizado o dispositivo de automistura para inserção em um único incremento, na proporção de 10 porções de pasta base e 1 porção de catalisador (10:1) – (Figura 5). A manipulação da resina acrílica Duralay ocorreu segundo as instruções do fabricante, através da mistura pó/líquido na proporção de 3 porções de pó (polímero) para 1 porção de líquido (monômero), conferidos em uma balança de precisão, misturados em um pote Dappen (figuras 6 e 7) e inseridos na matriz metálica bipartida durante a fase plástica com uma espátula metálica para evitar a formação de bolhas (Figura 8). Em ambos os materiais, após a inserção do incremento de resina, outra placa de vidro plana e lisa foi pressionada contra o material para permitir o extravasamento do excesso e obter uma superfície lisa e uniforme do CP.

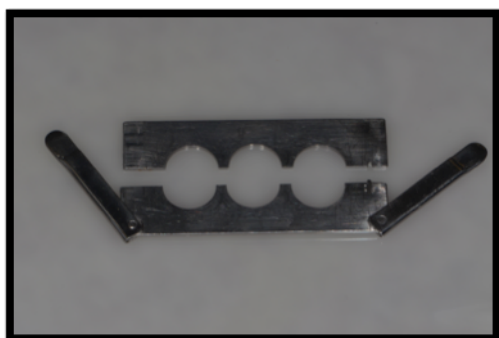


Figura 4 – Matriz metálica bipartida para discos

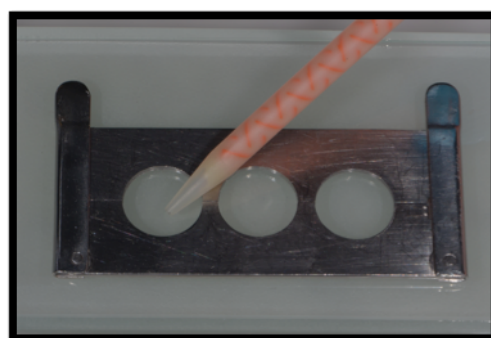


Figura 5 – Preenchimento da matriz com resina Systemp.c&b II

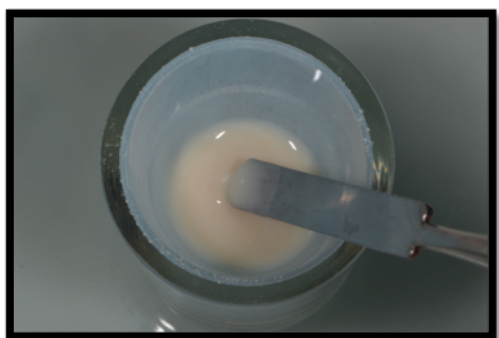


Figura 6 – Manipulação da RAAQ Duralay

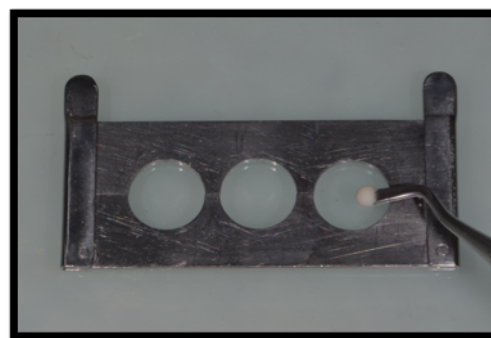


Figura 7 – Preenchimento da matriz com Duralay

Decorrido o tempo de polimerização indicado por cada fabricante, os espécimes foram retirados da matriz de aço e os pequenos excessos removidos com uma lâmina de bisturi nº 15C (Solidor – Suzhou Kyuan Medical APP/China). Assim, esses grupos, cada um contendo 40 espécimes, foram subdivididos em subgrupos de 20 e os espécimes imersos em água destilada.

Os CPs utilizados no ensaio de RFU foram obtidos seguindo a mesma metodologia de construção, também sobre uma matriz bipartida de aço inoxidável (Figura 9) e inserção da resina Systemp.c&b II através da seringa de automistura na proporção 10:1 (Figura 10). A RAAQ Duralay foi proporcionada em 3:1 conferidos em uma balança de precisão, misturada com espátula metálica e inserida na matriz bipartida posicionada sobre uma placa de vidro com superfície lisa (figuras 11 e 12). Cada barra possui comprimento de 25mm (± 2), largura e altura de 2mm ($\pm 0,1$). Os pequenos excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 15C (Solidor – Suzhou Kyuan Medical APP/China). A aferição das dimensões de largura e altura para as barras e de diâmetro e espessura para os discos foi realizada com paquímetro de faces de metal duro (Sibur – ITÁLIA). A temperatura do ambiente foi controlada a 23 ± 1 graus

celsius (°C). Os CPs que apresentaram defeitos como bolhas e irregularidades foram descartados. O armazenamento dos CPs ocorreu 15 minutos após sua polimerização.

Durante a confecção dos CPs para teste RFU com armazenagem de 30 dias, foi observado que à medida que se aproximava do final do tubo, o material bisacrílico Systemp.c&b II apresentava maior tempo de polimerização que nos CPs confeccionados anteriormente. Ainda assim, optou-se por testar os corpos de prova.



Figura 8 – Matriz metálica bipartida para barras.



Figura 9 – Preenchimento da matriz com resina Systemp.c&b II.



Figura 10 – Manipulação da resina Duralay



Figura 11 – Preenchimento da matriz com Duralay

4.3 Teste de Resistência Flexural Uniaxial (RFU)

O teste de RFU de 3 pontos foi realizado na máquina de ensaio universal (4444, Instron), com velocidade de 0,5 mm/min, sendo a força aplicada por um rolamento com 2 milímetros de diâmetro, perpendicularmente ao longo eixo da barra em sua porção superior. Os CPs foram posicionados sobre o dispositivo inferior do teste, o qual possui rolamentos com 2 milímetros de diâmetro e distantes 20 milímetros um do outro (figuras 12 e 13).

Os valores de máxima resistência flexural uniaxial foram calculados em

megapascals (MPa), após a conversão do valor cedido pela máquina de ensaio universal em kN para N, e em seguida dividindo-se pela área da secção transversal da barra (1mm^2).

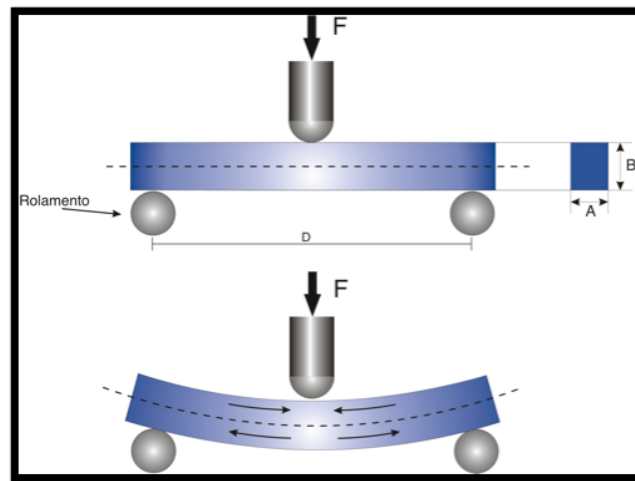


Figura 12 – Ilustração do teste de RFU de 3 pontos. As setas no interior do CP definem a direção das tensões induzidas durante o esforço. A linha pontilhada é o eixo neutro.



Figura 13 – Aplicação do teste de RFU de três pontos

4.4 Teste de Resistência Flexural Biaxial (RFB) – B3B

O teste de RFB/B3B ocorreu utilizando uma esfera exercendo carga sobre o CP apoiado sobre outras 3 esferas (*“ball-on-three balls – B3B”*). O teste seguiu a especificação ISO 6872/2008. As três esferas de apoio eram de aço

com 2,5 milímetros de diâmetro, separadas com ângulo de 120° sobre uma circunferência de diâmetro de 10 milímetros. Os CPs foram posicionados concentricamente sobre as esferas e a carga foi aplicada no centro da amostra com velocidade de 0,5mm/min, utilizando uma ponta de carga esférica de diâmetro de 2,5 milímetros (figuras 14 e 16).

Os valores de resistência flexural biaxial foram calculados em megapascals (MPa) a partir dos dados de força máxima de carga até ocorrer a fratura fornecida em newton e relacionada com o raio do círculo suporte formado pelas três esferas da base, com o raio de cada esfera de suporte e com o raio e espessura do corpo de prova. Todas as unidades métricas dadas em milímetros.

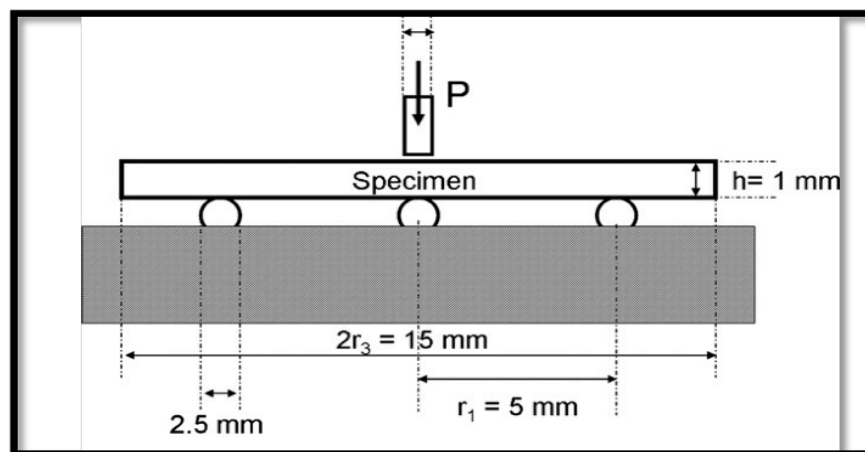


Figura 14 – Vista frontal do teste RFB. P é a carga, r_1 , r_2 e r_3 são os raios do círculo formado pelas esferas da base, de cada esfera (2,5 mm na ilustração) de apoio e do disco, respectivamente e h é a espessura do CP. (Fonte: Barbara Pick et al. 2011)

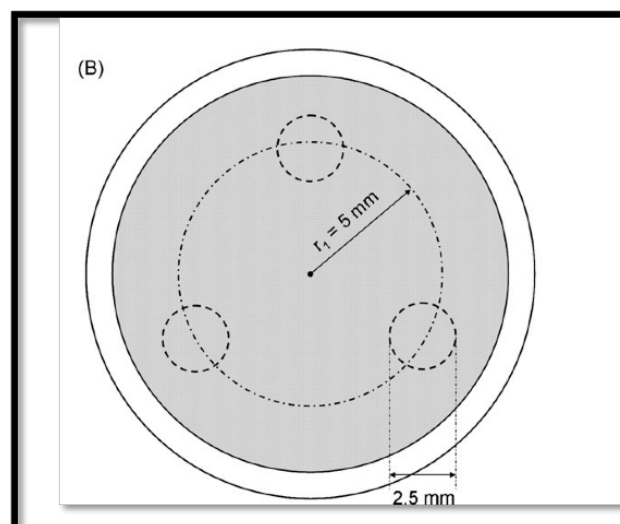


Figura 15 – Vista superior dos disco e apoio das 3 esferas. (Fonte: Barbara Pick et al. 2011)

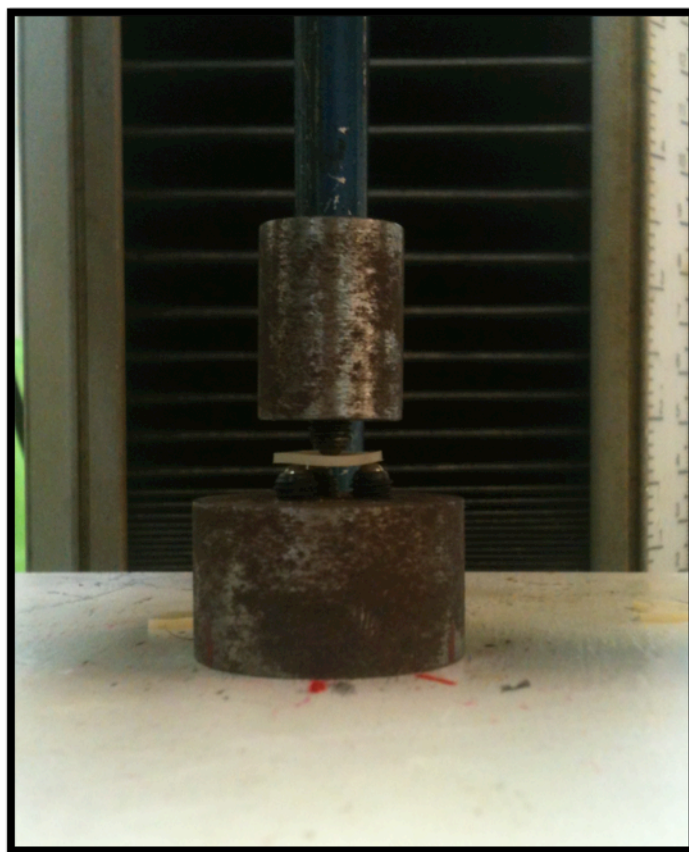


Figura 16 – Aplicação do teste RFB/B3B

4.5 Avaliação Estatística dos Resultados

A análise individual de distribuição normal das amostras foi realizada segundo o teste de Normalidade de Anderson-Darling. A verificação de interação entre as variáveis foi realizada através de análise de 3 fatores a dois níveis cada. Foi aplicado teste T para amostras independentes para ambos os testes.

Resultados

5 RESULTADOS

Os valores médios obtidos nos testes de RFU e RFB são apresentados respectivamente nas tabelas 1 e 2. Os gráficos de análise individual de distribuição normal das amostras estão apresentados nas figuras 18 a 25 (anexo). Segundo análise através do teste de normalidade de Anderson-Darling, todas as amostras apresentaram distribuição normal com grau de significância de 5%. Os dados foram analisados através de uma análise de 3 fatores a 2 níveis cada, com conclusões baseadas em significância de 5%. O fator tempo de armazenagem (24 horas/ 30 dias) afetou de forma diferente e bastante evidente os dois materiais.

Na Tabela 3 observam-se as médias de RFU em função da variável de tempo de armazenagem. Para o referido teste, a análise ANOVA revela um alfa próximo de zero, indicando que se pode afirmar com significância estatística que o fator tempo de armazenagem interferiu na resistência das resinas. Portanto, as resinas possuem resistências diferentes, as quais são afetadas pelo tempo de armazenamento, o qual afeta as resinas de forma diferente. Dois pares de dados possuem valores próximos: Duralay 24 horas com Duralay 30 dias e Duralay 24 horas e Systemp.c&b II 24 horas. O teste T para essas duas amostras resulta em valores p de 0,033 e 0,036 para os dois pares respectivamente, podendo se afirmar que as médias são distintas com alfa de 5%. O teste T para o ensaio de RFB não encontrou diferença estatisticamente significativa para um alfa de 5%, e os valores estão apresentados na Tabela 4 de acordo com o material e o período de armazenamento.

Não foi verificada interação quanto ao tipo de teste e o material ($p = 0,05$), indicando que o tipo de teste não influenciou no resultado, ausência essa comprovada pelo paralelismo das curvas no gráfico das interações. Foi verificada interação entre os períodos de armazenagem e materiais (Figura 16). O gráfico da média de RF de acordo com cada variável está representado na Figura 17.

Houve 5 CPs do teste de RFU confeccionados em resina bisacrílica Systemp.c&b II – Ivoclar/Vivadent que não polimerizaram de maneira semelhante aos CPs confeccionados inicialmente. Os mesmos apresentaram

um tempo maior para a polimerização completa. No entanto, foram submetidos ao mesmo processo de armazenagem, o que pode ter prejudicado a conversão dos monômeros devido à presença de água. A constatação da falha de polimerização foi observada a partir dos últimos 5% do conteúdo de material e refletiu diretamente sobre os resultados de RFU. Ao final, esse grupo teste apresentou um comportamento bimodal com 5 CPs tendo uma resposta de RF significativamente inferior aos demais, sendo portanto, excluídos da análise estatística.

Tabela 1 - Valores médios do teste RFU (MPa).

Grupo	Contagem	Soma	Média	Desvio Padrão
Duralay - 24 horas	20	1174,50	58,72	5,525
Duralay - 30 dias	20	1259,63	62,98	6,771
Systemp.c&b II - 24 horas	20	1071,38	54,71	7,610
Systemp.c&b II - 30 dias	15	1318,87	87,92	11,295

Tabela 2 - Valores médios do teste RFB (MPa).

Grupo	Contagem	Soma	Média	Desvio Padrão
Duralay - 24 horas	20	666,33	33,32	3,726
Duralay - 30 dias	20	573,41	28,67	3,813
Systemp.c&b II - 24 horas	20	699,10	34,96	6,922
Systemp.c&b II - 30 dias	20	718,74	35,94	9,430

Tabela 3 – Valores de RFU (MPa) dos materiais em cada período

Material X Tempo	24 horas	30 dias	
Duralay	58.727	62.983	$p = 0,033$
Systemp.c&b II	54.712	87.928	$p = 0,000$
	$p = 0,036$	$p = 0,000$	

* Duralay 24 horas X Duralay 30 dias. ** Duralay 24 horas X Systemp.c&b II

Tabela 4 – Valores de RFB (MPa) dos materiais em cada período.

Material X Tempo	24 horas	30 dias	
Duralay	33.316	28.670	$p = 0,000$
Systemp.c&b II	34.955	35.937	$p = 0,709$
	$p = 0,357$	$p = 0,003$	

Figura 17 – Gráfico da interações das variáveis

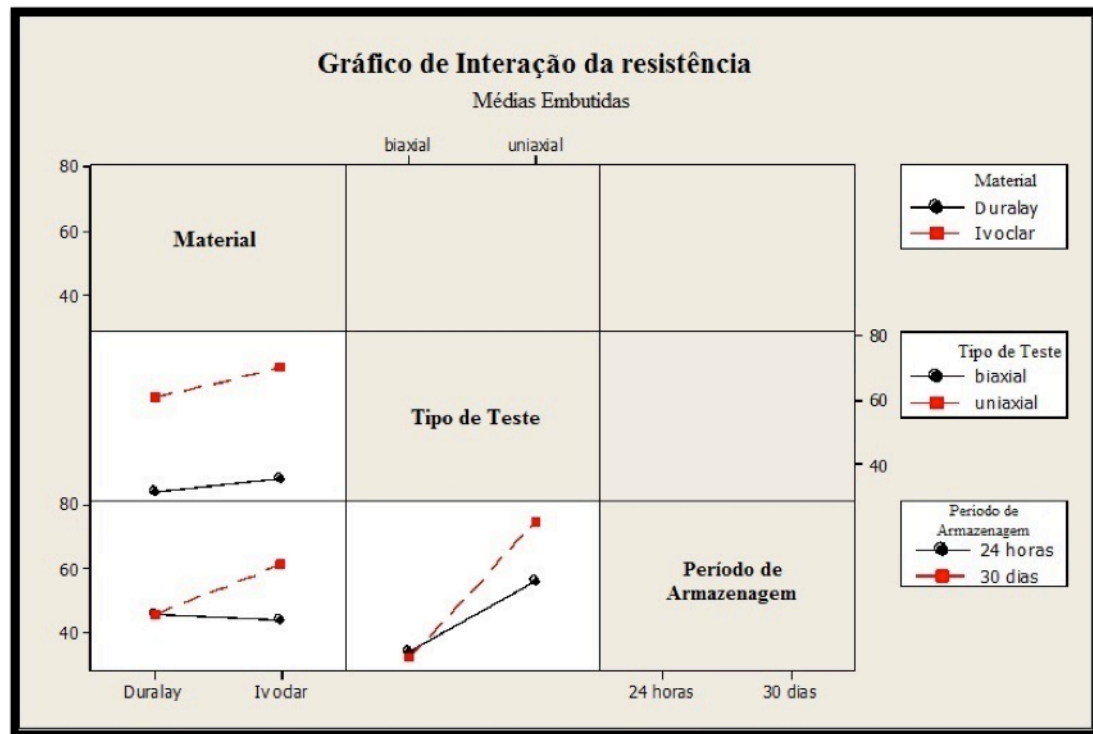
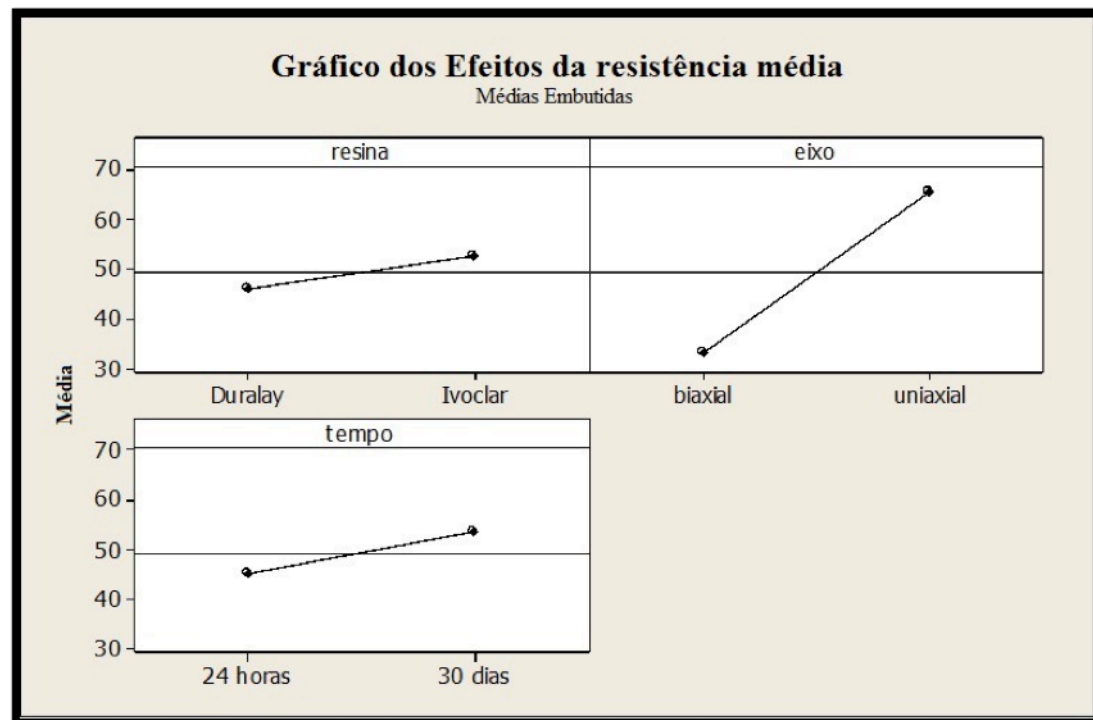


Figura 18 – Gráficos das RF em cada variável isoladamente



Discussão

6 DISCUSSÃO

A metodologia ISO 4049 foi a técnica padrão para o teste de RFU. Para o teste de RFB foi utilizada a técnica “*ball on three balls*”, uma vez que resultados experimentais prévios estabelecem que o B3B é capaz de determinar com precisão a resistência à flexão dos materiais dentários com características friáveis, o que ocorre segundo Abu-Hassan *et al.* (1998), devido a capacidade deste teste excluir as arestas do CP da parte ativa submetida a tensão. Além dessa característica comum aos testes biaxiais, Shetty *et al.* (1980) encontraram linhas de fratura incertas nos métodos de RFB diferentes do B3B, levando a resultados flexurais imprecisos.

Os dois compósitos resinosos para provisórios, quando submetidos ao teste de RFU alcançaram resultados médios acima de 50MPa, como determina a ISO 4049. Para um tempo de armazenagem de 24 horas em água destilada à temperatura constante de 37°C, os CPs em Duralay apresentaram uma média de valor de RFU significativamente superior quando comparado a média de RFU dos CPs confeccionados com Systemp.c&b II armazenados pelo mesmo período. Quando armazenados por 30 dias em água destilada à temperatura constante de 37°C e submetidos ao mesmo teste de RFU, Systemp.c&b II apresentou valores significativamente maiores quando comparados a resina Duralay.

No teste de RFB, a resina Systemp.c&b II apresentou uma elevação discreta da RF, porém não estatisticamente significativa quando considerado o período de 24 horas e 30 dias, ao passo que a resina Duralay apresentou queda dos valores de RFB.

Ao desconsiderar-se a geometria do teste, verificou-se que após 24 horas as duas resinas tiveram diferenças pequenas de RF, porém a resina Duralay apresenta valores mais elevados. Após 30 dias, a resina Duralay possui um decréscimo na RF, ao passo que a resina Systemp.c&b II demonstrou ampla elevação, indicando que é provável que após 24 horas a resina Duralay já estivesse próxima ao seu ponto de cura máximo, enquanto a Systemp.c&b II estava com um ponto de cura bastante baixo. Por fim, com 30 dias, as RF da resina Systemp.c&b II, uma vez num provável estado mais

avançado de cura, foi consideravelmente superior à resistência da resina Duralay no seu estado mais avançado de cura.

Ireland *et al.* (1998) compararam a RFU de uma RAAQ à base de MMA para confecção de provisórios (Jet – Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, Ill) e de uma resina de cura dual à base do monômero bifuncional UDMA (Provipont DC, Ivoclar North America, Inc., Amherst, N.Y.), mantidos em água destilada por 24 horas, 30 dias e 60 dias. Considerando somente os dois primeiros períodos, encontraram valores de 55,9 MPa e 49,95 MPa para a resina Jet, e 92,93 MPa e 64,87 MPa para a resina Provipont, respectivamente. Esses resultados diferem do comportamento da resina Duralay a base de MMA do presente estudo. A resina Provipont demonstrou alto valor de RFU em 24 horas de armazenamento quando comparado ao período seguinte. Essa diferença dos valores de RF entre o Provipont e o Systemp.c&b II nas primeiras 24 horas pode estar ligada ao modo de cura de cada material. A resina Provipont é de cura dual, o que sugere um maior grau de polimerização imediata do material, o que corrobora com os estudos de Balkenhal *et al.* (2008), os quais encontraram valores superiores de resistência flexural imediata em resinas bisacrílicas de cura dual, comparadas as resinas bisacrílicas autopolimerizáveis e RAAQ. No entanto, o Systemp.c&b II utilizado no presente estudo apresentou aumento na RF após 30 dias de armazenamento, contrário ao comportamento a resina bisacrílica dual Provipont que no estudo de Ireland *et al.* (1998) que teve uma queda significativa dos seus valores. Esse fato reforça a possibilidade de que nas primeiras 24 horas o Systemp.c&b II está longe do seu estado ideal de cura além de evidenciar a característica hidrófoba do monômero BisEMA, uma vez que apresenta um comportamento muito favorável após 30 dias.

As médias de RF de ambos materiais com 24 horas de armazenagem não apresentaram ampla diferença, diferente do ocorrido em 30 dias de armazenamento. Portanto, a hipótese nula se confirmou nas primeiras 24 horas mas não foi comprovada após 30 dias de armazenamento.

Os materiais provisórios poliméricos tendem a ser susceptíveis aos efeitos de soluções aquosas (Anusavice, 1998). No presente estudo, o fator tempo de armazenagem atingiu de maneira semelhante a RFU dos dois compostos, porém em graus diferentes, uma vez que a resina Systemp.c&b II

apresentou comportamento consideravelmente melhor após 30 dias de estocagem e a resina Duralay apresentou discreta elevação, ambos com diferença estatística significativa. Isso vai ao encontro do estudo de Ferracane e Greener (1986) que afirmaram que a resina bisacrílica tem apresentado resultados superiores ao ser submetida aos efeitos degradantes dos solventes da dieta, em comparação aos materiais a base de metilmetacrilato (MMA) e uretano dimetilmetacrilato (UDMA).

Ireland *et al.* (1998) constataram o decréscimo no valor de RFU da resina bisacrílica ProviPont DC (Ivoclar North America, Inc., Amherst, N.Y) a base de UDMA submetidos a imersão em água destilada por 24 horas e 30 dias. Em estudo semelhante, Nejatidanesh *et al.* 2009, observaram diferença significativa, dada por uma menor resistência à flexão da resina Trim (Bosworth Company – Illinois/USA) a base de metacrilato de etila, e valores mais elevados tanto para a resina bisacrílica de cura dual TempSpan (Pentron Clinical Technologies – Wallingford/USA) que contém uma mistura dos monômeros BisGMA e UDMA. A resina Protemp 3 Garant (3M ESPE – St. Paul/USA) que contém os monômeros BisEMA e UDMA. Embora conhecida a relativa susceptibilidade do UDMA aos solventes aquosos, os pesquisadores concluíram que o materiais bisacrílicos exibiram resistência à flexão maior do que as resinas de metacrilato testadas.

A presença de monômeros bifuncionais nas resinas bisacrílicas as difere das resinas tradicionais de MMA na formação da estrutura interna. Os monômeros bifuncionais são ativados através da fotoativação ou quimioativação, formando um polímero reticulado cujas propriedades físico-químicas dependem inicialmente do grau de conversão dos monômeros. O monômero mais utilizado é o BisGMA, portador de uma estrutura central rígida, reduzindo a sua capacidade de girar e participar no processo de polimerização (Anusavice, 1996). Apesar da alta reatividade intrínseca desse composto, a presença dos grupos hidroxila nas cadeias laterais estabelecendo fortes ligações de hidrogênio com moléculas vizinhas, associada também à existência de poucas ligações π - π – ligação intramolecular estabelecida através de nuvem de elétrons – principalmente presentes nos anéis aromáticos, fornecem uma alta viscosidade inicial, não favorecendo a conversão dos monômeros (Sideridou, *et*

al., 2002). As ligações π - π estão presentes nas ligações duplas ou triplas da cadeia carbônica. Tais componentes são instáveis, aumentando o grau de reatividade da molécula, uma vez que são quebradas com maior facilidade do que as ligações simples chamadas de ligações sigma (σ). O grau de conversão das ligações duplas dentro da matriz de resina é considerado parâmetro importante para as propriedades mecânicas e para a longevidade da restauração (Gajewski *et al.*, 2012). Portanto, materiais que contêm o BisGMA em alta concentração, têm um menor grau de conversão de polimerização em comparação com outras resinas que incluem outros monômeros bifuncionais como BisEMA, UDMA e TEGDMA. Embora o grau de conversão seja considerado por muitos autores como determinante nas características físico-químicas dos materiais, essa opinião não é unânime, uma vez que Balkenhal *et al.* (2007) em seus estudos apontaram que esse fator tem influência parcial e não total nas características dos materiais, não permitindo desenhar conclusões sobre as propriedades mecânicas de maneira igualitária para todos os materiais.

Para melhorar a flexibilidade e aumentar a capacidade de conversão de monômeros, pode-se combinar monômeros bifuncionais com características desejadas aos compostos baseados em BisGMA. A Ivoclar/Vivadent incluiu em sua resina bisacrílica para provisórios Systemp.c&b II, o monômero bifuncional BisGMA etoxilado (BisEMA), análogo do BisGMA. As propriedades mecânicas desse monômero quando isolado, sugerem contribuição no desempenho flexural do material após armazenagem de 30 dias em água destilada, o que foi confirmado no presente estudo. Sideridou *et al.* (2002), em suas pesquisas sobre o grau de conversão de monômeros, relataram que o BisEMA apresenta baixa sorção de água e solubilidade devido a conversão de monômero relativamente alta (aproximadamente 3 vezes maior) comparado ao BisGMA, o que indica maior reticulação. Soma-se a isso o conhecido caráter hidrófobo de sua molécula. As características de baixa solubilidade e baixa sorção de água são influenciadas pela inexistência da hidroxila presa a cadeia lateral do monômero, diferenciando-a do seu monômero de origem. Gajewski *et al.* (2012) sugerem que maior extensão relativa à cadeia do BisEMA comparada à do BisGMA também pode contribuir para maior conversão monomérica dessa,

uma vez que há uma maior capacidade de flexão da molécula. Arima *et al.* (1995) e Asmussen *et al.* (2001) em seus estudos, verificaram que o aumento de temperatura potencializa a conversão de monômeros, melhorando as propriedades flexurais e, portanto, influenciando o comportamento favorável após a armazenagem em água destilada por 30 dias a 37°C.

Quanto à presença de umidade no processo de polimerização, Ya *et al.* (2004), afirmam que uma das principais características dos monômeros bifuncionais é a capacidade de fazer ligações cruzadas, proporcionando maior resistência mecânica e resistência ao enfraquecimento na presença de solventes, característica essa evidenciada neste estudo, uma vez que o Systemp.c&b II apresentou elevação significativa da RF após permanecer 30 dias em água destilada. Além disso, Arima *et al.* (1995), acrescentaram que há associação positiva entre o aumento da concentração de agente de reticulação – característica principal dos monômeros bifuncionais – e o aumento do módulo e da resistência à flexão, assim como uma diminuição da absorção de água e solubilidade.

A resina Duralay apresentou uma diminuição estatisticamente não significativa dos valores médios de RFU quando comparados os dois períodos de armazenagem. Lovell *et al.* (1999), observaram um comportamento semelhante dessa resina, porém, submetendo-a ao teste de RFU imediatamente após a confecção do CP e após 7 dias sob as mesmas condições de armazenamento do presente estudo. Seus achados reforçam a sugestão deste estudo de que o Duralay já atinge um avançado estado de cura nas primeiras 24 horas de polimerização, uma vez que o processo de polimerização ocorre por adição (sem formar subprodutos), o que também colabora com essa característica, já que é capaz de formar muito rapidamente amplas cadeias poliméricas (Anusavice, 1998). Koujiman *et al.* (1990) e Dixon *et al.* (1991) consideram que a elevada sorção de água e solubilidade de resinas acrílicas de MMA podem causar impacto em sua estrutura interna, reduzindo a sua resistência à flexão, o que pode ser observado no comportamento da resina Duralay durante o teste de RFB. Segundo Anusavice (1998), as resinas acrílicas de polimetacrilato possuem tendência de absorver água por embebição devido à alta energia interna do material, havendo assim uma difusão molecular facilitada pela baixa energia de ativação. O mesmo autor

afirma também que as resinas de metacrilato utilizadas em odontologia podem apresentar elevação de cerca de 0,5% em peso quando imersas em água.

No que tange os testes empregados, cabe saber que a relação entre a distância dos apoios e da altura do CP em barra foi de 10:1 enquanto que a relação entre o raio do círculo das esferas, raio do CP e espessura do disco foi de 5:7:1. Desta maneira, há uma menor área efetiva sob estresse nos discos, havendo portanto uma concentração maior de tensão de tração na proção centro-inferior quando comparada a efetiva área de carga dos CPs em forma de barra (Breder *et al.* 1990). Os valores médios absolutos em MPa apresentaram-se mais altos no teste de RFU quando comparados com o teste de RFB, discrepância essa que pode ocorrer devido à diferença de área e volume de material efetivamente submetido à tensão durante o carregamento do CP (Fujii, 1989). Porém, mesmo expondo uma menor área de tensão, por ser um teste bidimensional, o teste RFB é capaz de determinar falhas no sentido horizontal e vertical, ampliando a possibilidade de encontrá-las. Já o teste de RFU prioriza a identificação de falhas verticais, não identificando linhas de fratura horizontais, o que pode revelar maiores valores de RF na comparação com o ensaio RFB. Desta maneira, é possível rejeitar a segunda hipótese dessa pesquisa.

Quando comparados os dois métodos de testes de resistência flexural, o teste de RFU indicou uma elevação estatisticamente significativa dos valores, comparados ao decréscimo dos resultados do teste de RFB, o que sugere menor sensibilidade da técnica biaxial e provavelmente maior capacidade da técnica uniaxial em detectar falhas da estrutura interna do CP. Importante observar que, a elevação nos valores do teste de RFU contrapõe a suposição de desgaste ocorrida pela armazenagem. A curva de RFB mostrou uma discreta queda nos valores, marcando um indício de sensibilidade para detectar desgastes (solubilidade e absorção) por estocagem de resinas em meio aquoso. Em acordo com o presente estudo, Yap *et al.* (2004) encontraram em suas pesquisas que os materiais provisórios compostos por copolímeros bifuncionais (BisGMA, UDMA) e também à base de MMA são sensíveis a condições degradantes do meio bucal, porém as resinas bisacrílicas parecem ser mais resistentes a esse processo. Portanto, a interação observada entre o tipo de teste e o período de armazenagem, observado o decréscimo nos valores de RFB entre 24 horas 30 dias, diferente dos achados de RFU para os

mesmo períodos, pode indicar que os efeitos da armazenagem dos materiais é melhor traduzida no teste de RFB, uma vez que é esperada a degradação da estrutura polimérica quando em meios aquosos. Além disso, a existência de uma menor área sob efetivo estresse de tensão nos CPs em forma de disco, associada à capacidade de detectar diferentes planos de falhas, vai ao encontro da atual tendência de utilização de CPs em escalas menores (ex.: microtração, microcissalhamento), minimizando a presença de falhas por fatores não inerentes às características puramente internas dos materiais. Ainda relacionado ao menor volume efetivo sobre estresse no ensaio biaxial, Ban e Anusavice (1990) relatam a importância de considerar esse fator, uma vez que se assemelham às dimensões das restaurações clínicas.

Assim como no estudo de Pains (2011), não foi verificado um padrão comportamental do material, embora a resistência a flexão possua uma ligação direta com as características intrínsecas do material. A expectativa era que apresentassem comportamentos semelhantes para os materiais em diferentes geometrias de teste.

Dentro das limitações deste estudo é possível afirmar que, considerando apenas as variáveis tipo de teste e período de armazenagem, o teste de RFB parece mostrar maior capacidade de estimar a RF das resinas testadas, uma vez que diante da imersão em água destilada, espera-se a degradação da estrutura monomérica. Em contrapartida, o teste RFU apresentou elevação dos valores de RF entre o período inicial e final de armazenagem, não detectando provavelmente a degradação dos monômeros, o que pode indicar maior capacidade de leitura de falhas dos materiais por parte do teste RFB, o que deve ser considerado quando da escolha da geometria do ensaio flexural, quando envolve armazenagem de materiais poliméricos. Quanto à RF dos materiais testados em diferentes períodos de armazenagem, desconsiderando-se a geometria do teste, os resultados indicam que, ao se utilizar a resina bisacrílica Systemp.c&b II, deve-se dar especial atenção às 24 horas iniciais da confecção da peça, já que esta parece não estar em seu estado completo de cura, fato observado pelo aumento do valor de RF após 30 dias de imersão.

Conclusão

7 CONCLUSÃO

Consideradas as limitações do estudo laboratorial, por meio dos resultados de força e das análises estatísticas, é possível estabelecer as seguintes conclusões:

1. A resina bisacrílica Systemp.c&b II (Ivoclar/Vivadent) apresentou valores estatisticamente semelhantes à resina Duralay (Reliance) quanto à RF após 24 horas de armazenamento, porém apresenta valores de RF superiores após 30 dias, sugerindo maior capacidade de suportar cargas de flexão.
2. As características físico-químicas do monômero bifuncional BisEMA refletiram de maneira importante na RF da resina Systemp diante dos períodos de armazenamento.
3. O tipo de teste flexural aplicado pode atuar de maneira complexa no resultado, já que, embora o teste de RFU tenha apresentado sensibilidade ao período de armazenamento, os achados andaram no sentido contrário do esperado ao submeter o material a uma degradação através da água e elevação da temperatura.
4. As médias de RFB mais baixas podem ser esperadas, dadas as tensões complexas geradas em planos multidirecionais, expondo fraturas decorrentes de falhas intrínsecas verticais e horizontais.
5. A constatação de uma menor área sob efetivo estresse nos CPs teste de RFB em relação aos CPs do teste de RFU, é um indicativo para o uso desse método quando se busca ensaios em menor escala.

Referências

8 REFERÊNCIAS

- ABU-HASSAN, M. I.; ABU-HAMMAD, O. A.; HARRISON, A. Strains and tensile stress distribution in loaded disc-shaped ceramic specimens. An FEA study. **J. Oral Rehabil.**, v. 25: p. 490–495, 1998.
- ANUSAVICE, K. J. **Philips, Materiais Dentários**. Editora Guanabara Koogan, 1998, 10^a ed., cap. 10, p. 125.
- ANUSAVICE, K. J. **Philips, Materiais Dentários**. Editora Elsevier, 2005, p. 824.
- ANUSAVICE, K. J. Chemistry of synthetic resin. **Phillip's science of dental materials**. Ed. WB Saunders; 10^a ed. Philadelphia, p. 211-35, 1996.
- ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. **Dental Materials**, n. 14, p. 51-56, 1998.
- ARCHEGAS, L. R.; CALDAS, D. B.; RACHED, R. N.; VIEIRA, S.; SOUZA, E. M. Sorption and solubility of composites cured with quartz–tungsten halogen and light emitting diode light-curing units. **J. Contemp. Dent. Pract.**, n. 9, p. 73-80, 2008.
- ARIMA, T.; HAMADA, T.; MCCABE, J. F. The effects of crosslinking agents on some properties of HEMA-based resins. **J. Dent. Res.**, v. 74: 1597-1601, 1995.
- BALKENHOL M.; FERGER P.; MAUTNER M. C.; WÖSTMANN B. Provisional crown and fixed partial denture materials: Mechanical properties and degree of conversion. **Dental Materials**. v. 23, p. 1574–1583, 2007.
- BALKENHOL, M.; MAUTNER, M. C.; FERGER, P.; WÖSTMANN, B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: Chemical-curing versus dual-curing systems. **Journal of Dentistry**, v. 36, p. 15–20, 2008.
- BAN, S.; ANUSAVICE, K. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. **J. Dent. Res.**, v. 69, n.12, p. 1791-1799, 1990.
- BERGER, S. B.; PALIALOL, A. R.; CAVALLI V.; GIANNINI, M. Characterization of water sorption, solubility and filler particles of light-cured composite resins. **Braz. Dent. J.**, n. 20, p. 314-318, 2009.
- BÖRGER, A.; SUPANCIC, P.; DANZER, R. The ball on three balls test for strength testing of brittle discs: stress distribution in the disc. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 22, p. 1425–1436, 2002.
- BREDER, K.; ANDERSSON, T.; SCHOLIN, K. **Fracture strength of a- and b-SiALON measured by biaxial and four-point bending**. J. Am. Ceram. Soc. V. 73, p. 2128 –2130, 1990.

BRIEU, M.; DIANI, J.; BHATNAGAR, N; A New Biaxial Tension Test Fixture for Uniaxial Testing Machine – A Validation for Hyperelastic Behavior of Rubber-like Materials. **J. of Testing and Evaluation**, v. 35, n. 4, p. 1-9, 2006.

CHRISTENSEN, G. J. Provisional restorations for fixed prosthodontics. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 127, p. 249-252, 1996.

CHUNG, S.M.; YAP, A. U.; CHANDRA, S. P.; LIM, C. T. Flexural strength os dental composite restoratives: comparison of biaxial and three-point bending test. **J. Biomed Mater. Res. B. Appl. Biomater.** v. 71(2), p. 278-283, nov. 2004.

COMBE, E. C.; SHAGLOUF, A. M.; WATTS, D. C.; WILSON, N. H. Mechanical properties of direct core build-up materials. **Dental Materials.** v. 15(3), p. 158-165, may. 1995.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. **Materiais Dentários Restauradores**. 11ª Ed. Editora Santos, 2004. Cap. 4, p. 87.

DE SOUZA S. A. **Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos**. In.: **Ensaio de dobramento**. Editora Edgard Blücher; 4º Ed. São Paulo. 1979; Cap. 4, p. 88-98.

DE WITH, G.; WAGEMANS, H. M. Ball-on-ring test revisited. **J. Am. Ceram. Soc.**, v. 72, p. 1538–1541. 1989.

DIXON, D. L.; EKSTRAND, K. G.; BREEDING, L. C. The transverse strengths of three denture base resins. **J. Prosthet. Dent.**, v. 66, p. 510-513, 1991.

DYKEMA, R. W.; GOODACRE, C. J.; PHILLIPS, R. W. **Modern practice in fixed prosthodontics**. 4ª ed., Philadelphia: Saunders; 1986, p. 77-90.

FERRACANE, J. L.; GREENER, E. H. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 20, p. 121-131, 1986.

FUJI, K. Fatigue properties of acrylic denture base resins. **Dent. Mater. J.**, n. 8, p. 243-259, 1989.

GAJEWSKI, G. E. S.; PFEIFER, C. S.; FRÓES-SALGADO, N. R. G.; BOARO, L. C. C.; BRAGA, R. R. Monomers Used in Resin Composites: Degree of Conversion, Mechanical Properties and Water Sorption/Solubility. **Braz. Dent. J.**, v. 23(5), p. 508-514, 2012.

GORDON, G. C. Provisional Restorations for fixed Prosthodontics. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 127(2), p. 249-252, 1996.

HASELTON, D. R.; DIAZ-ARNOLD A. M.; VARGAS M. A. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 2, p. 225-228, 2002.

HIGGS, W. A. J.; LUCKSANASOMBOOL, P.; HIGGS, R. J. E. D.; SWAIN, M. V. **Biomaterials**, v. 22; p. 1583-1590, 2001

Implants for Surgery – Ceramic Materials Based on High Purity Alumina. Patent ISO 6474, 1994.

IRELAND, M. F.; DIXON, D. L.; BREEDING, L. C.; MERRIE, H.; RAMP, M. H. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. **J. Prosthetic Dent.**, v. 80, p.158-162, 1998.

ISO 4049. Dentistry - resin based dental fillings. **International Organization for Standards**, 2000.

ISO 6872. Dentistry - dental ceramics. **International Organization for Standards**, 2008.

KOUMJIAN, J. H.; NIMMO, A. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations **J. Prosthetic Dent.**, v. 64, p. 654-658, 1990.

KUEHN, K. D.; EGE, W.; GOPP, U. Acrylic bone cements: composition and properties. **Orthopedic Clinics of North America**, v. 36, p. 17-28, 2005.

LOWE, R. A. The art and science of provisionalization. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v. 7: p. 64-73, 1987.

BALDISSARA, P.; COMIN, G.; MARTONE, F.; SCOTTI, R. Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. **J. Prosthet. Dent.**, v. 80, p. 417-422, 1998.

LIEU, C.; NGUYEN, T.; PAYANT, L. In vitro Comparison of peak polymerization temperatures of 5 provisional restoration resins. **Journal Can. Dent. Assoc.**, v. 67(10), p. 36-39, 2001.

LOVELL, L. G.; NEWMAN, S. M.; BOWMAN, C. N. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. **J. Dent. Res.**, v. 78, p. 1469–1476, 1999.

MEZZOMO, E. **Reabilitação oral para o clínico**. Editora Santos, 2º ed, Rio de Janeiro, 1994.

MORRELL, R.; MCCORMICK, N. J.; BEVAN, J.; LODEIRO, M.; MARGETSON, J. Biaxial disc flexure-modulus and strength testing. **Bri. Ceram. Trans.**, v. 98, p. 234–240, 1999.

MYERS, M. L.; ERGLE, C.; FAIRHURST, C. W.; RINGLE, R. D. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. **Int. J. Prosthodont.**, n. 7, p. 549-553, 1994.

NEJATIDANESH, F.; MOMENI, G.; SAVABI, O. Flexural strength of interim

resin materials for fixed prosthodontics. **J. Prosthodont.**, v. 18(6), p. 507-511, 2009.

OGLIARI, F. A.; ELY, C.; ZANCHI, C. H.; FORTES, C. B.; SAMUEL, S. M.; DEMARCO, F. F. Influence of chain extender length of aromatic dimethacrylates on polymer network development. **Dental Mater.**, v. 24, 165-171, 2008.

PALIN, W. M.; FLEMING, G. J. P.; TREVOR BURKE, F. J.; MARQUIS, P. M.; RANDALL, R. C. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. **Journal of Dentistry**, v. 31, p. 549–557, 2003.

PEGORARO, L. F. **Prótese Fixa**, Editora Artes Médicas, 1º ed., São Paulo, 1998.

PICK, B.; MEIRA J. B. C.; DRIEMEIER L.; BRAGA, R. R. A critical view on biaxial and short-beam uniaxial flexural strength tests applied to resin composites using Weibull, fractographic and finite element analyses. **Dental Materials**, v. 26, p. 83-90, 2010.

POWERS, J. M. **Composite restorative materials. Restorative Dental Materials**. Editora Mosby-Elsevier; 12ª ed, 189-212, 2006.

SHIGLEY, J. E., MISCHKE, C. R., BROWN, T. H. **Standard handbook of machine design**. New York: McGraw-Hill; 2004

SHAM, A. S.; CHU, F. C.; CHAI, J.; CHOW, T. W. Color Stability of Provisional Prosthodontic Materials. **J. Prosthet. Dent.** v. 91, p. 447-452, 2004.

SHILLINGBURG, H.T. **Fundamentos de Prótese Fixa**. Quintessence books 3ª Ed., São Paulo, 1998.

SMALL, B. W. Pre-treatment wax-ups and provisionals for restorative dentistry. **Gen. Dent.**, v. 53, p. 98-100, 2005.

SNYDER, T. D. Provisional Restorations. **Dent. Plus**. Disponível em <<http://www.drtdoddsnyder.com/images/provisional>> [Consultado em 01/02/2013].

SHETTY, D.K.; ROSENFELD, A.R.; MCGUIRE, P. Biaxial flexure tests for ceramics. **Ceram Bull**, v. 59, p. 1193-1197, 1980.

SIDERIDOU, I.; TSERKI, V.; PAPANASTASIOU, G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. **Biomaterials**, v. 23, p. 1819–1829, 2002.

STRASSLER, H. E. In-office Provisional Restorative Material for Fixed Prosthodontics. **Inside Dent.**, v. 5, n. 4, 2009. Disponível em <<http://www.insidedentistry.net/article.php?id=2689>>.

TANIMOTO, Y.; HAYAKAWA, T.; NEMOTO, K. Analysis of photopolymerization behavior of UDMA/TEGDMA resin mixture and its composite by differential scanning calorimetry. **J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.** v. 72, p. 310-315, 2005.

YAP, A. U. J.; MAH, M. K. S.; LYE, C. P. W.; LOH P. L. Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. **Dental Materials.** v. 20, p. 370–376, 2004.

APÊNDICES

Apêndice 1 – RFU dos dois materiais nos dois períodos de armazenagem.

Uniaxial		
	24 horas	30 dias
Duralay	70,50	55,13
	58,50	60,75
	58,13	68,63
	49,50	57,75
	59,63	55,88
	60,75	53,25
	48,75	76,50
	49,13	68,25
	60,38	66,75
	60,00	63,38
	59,25	72,00
	61,88	59,25
	65,25	65,25
	54,75	61,50
	62,63	63,38
	60,00	67,88
	54,38	51,75
	65,63	56,63
	58,50	72,00
	57,00	63,75
Systemp	49,88	70,13
	58,50	90,38
	49,50	92,63
	58,13	49,50
	54,38	83,25
	48,00	84,75
	48,00	76,88
	57,75	90,38
	58,88	94,50
	60,38	43,50
	57,00	101,63
	63,38	76,88
	64,13	40,88
	51,75	81,75
	51,75	103,50
	58,88	104,63
	42,75	39,00
	49,50	70,88
	57,00	96,75
	31,88	37,50

* em vermelho estão as amostras excluídas da análise estatística devido a constatação da polimerização deficiente no momento da confecção.

Apêndice 2 – RFB dos materias nos dois períodos de armazenagem.

Biaxial		
	24 horas	30 dias
Duralay	28,70	22,66
	32,72	25,89
	31,93	34,10
	33,51	28,96
	27,53	25,04
	37,91	27,06
	35,63	30,23
	37,54	26,10
	28,91	25,04
	33,14	27,21
	35,90	25,94
	30,76	32,35
	39,55	24,62
	29,97	24,25
	30,23	31,24
	30,55	33,41
	33,62	33,20
	32,19	28,33
	35,10	34,84
	40,93	32,93
Systemp	44,69	25,10
	27,00	26,95
	31,98	36,85
	47,12	37,91
	37,91	31,98
	32,88	23,67
	45,32	40,45
	36,00	52,36
	30,66	23,24
	35,84	23,83
	34,63	37,75
	22,24	35,00
	30,29	37,17
	27,16	40,87
	35,53	44,85
	33,94	35,74
	28,01	22,98
	41,56	46,86
	45,11	52,79
	31,24	42,41

Apêndice 3 – Fórmula para cálculo da resistência flexural uniaxial.

$$\sigma = \frac{3 F l}{2 b h^2}$$

Onde:

- **F** é a força em newtons (**N**) exercida no corpo de prova.
 - **l** é a distância em **mm** entre os suportes ($\pm 0,01\text{mm}$).
 - **b** é a largura do corpo de prova em **mm** imediatamente antes do ensaio.
 - **h** é a altura do corpo de prova em **mm** imediatamente antes do ensaio.
-

O resultado obtido fornece o valor em MPa (N/mm^2).

Apêndice 4 – Fórmulas para o cálculo da resistência flexural biaxial.

$$S = \frac{-0,2387.P(X - Y)}{d^2}$$

Onde:

S = Tensão máxima, em Megapascal

P = Total de carga para a fratura, em newton

d = Espessura do corpo-de-prova, em milímetro

Com **X** calculado por:

$$X = (1+v) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-v)/2] (r_2/r_3)^2$$

Onde:

v = Valor de Poisson's = 0,25

r₂ = Raio da área da carga, em milímetro

r₃ = Raio do corpo-de-prova, em milímetro

Com **Y** calculado por:

$$Y = (1+v) [1 + \ln(r_1/r_3)^2 + (1-v) (r_1/r_3)^2]$$

Onde:

v = Valor de Poisson's = 0,25

r₁ = Raio círculo do suporte, em milímetro

r₃ = Raio do corpo-de-prova, em milímetro

Apêndice 5 – Análise Estatística

Figura 19 – gráfico de distribuição normal RAAQ Duralay no teste de RFU com 24 horas de armazenamento.

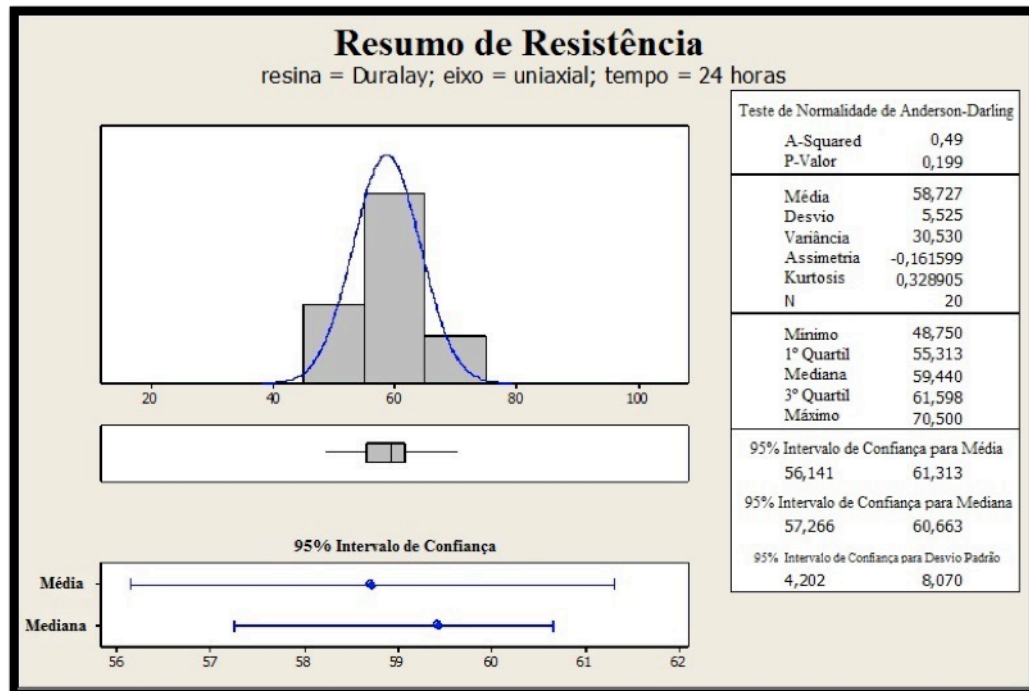


Figura 20 – gráfico de distribuição normal RAAQ Duralay no teste de RFU com 30 dias de armazenamento.

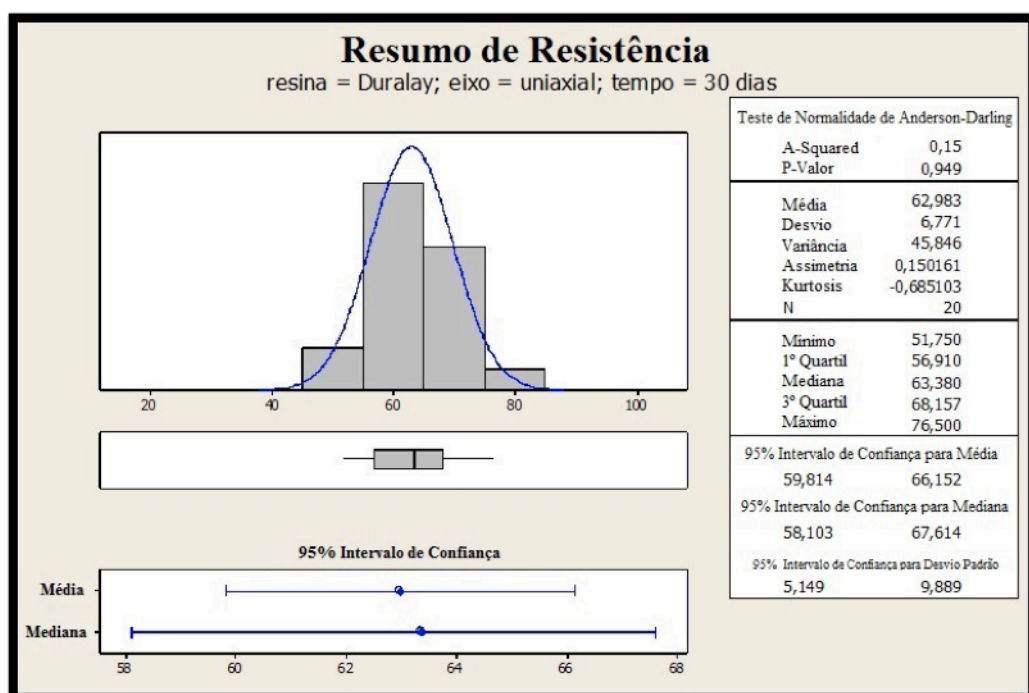


Figura 21 – gráfico de distribuição normal da resina bisacrílica Systemp.c&b II no teste de RFU com 24 horas de armazenamento.

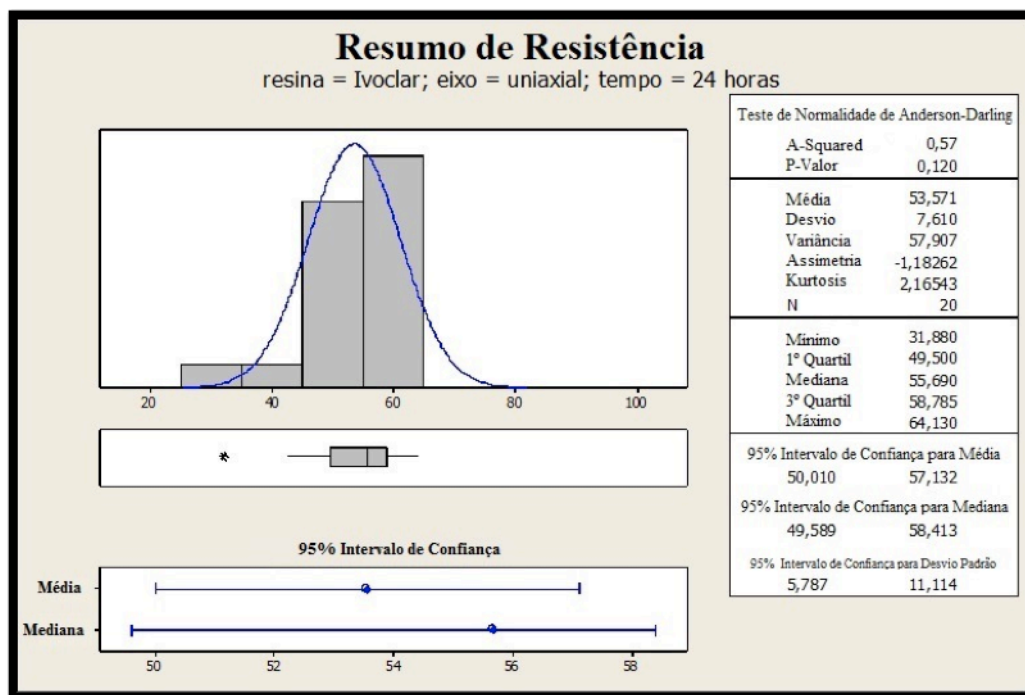


Figura 22 – gráfico de distribuição normal da resina bisacrílica Systemp.c&b II no teste de RFU com 30 dias de armazenamento.

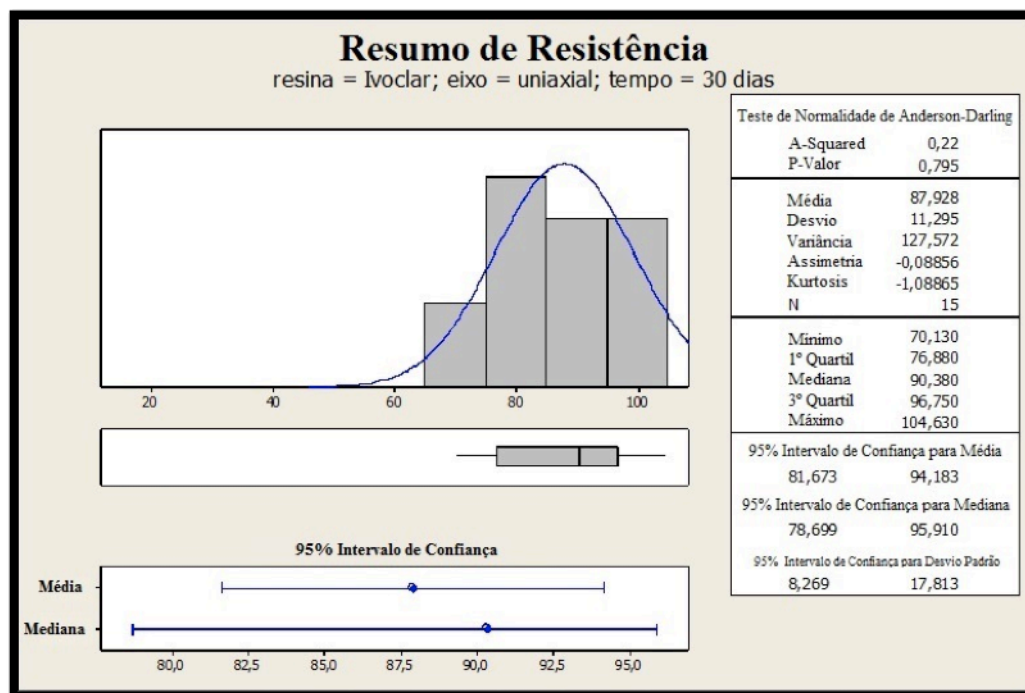


Figura 23 – gráfico de distribuição normal RAAQ Duralay no teste de RFB com 24 horas de armazenamento.

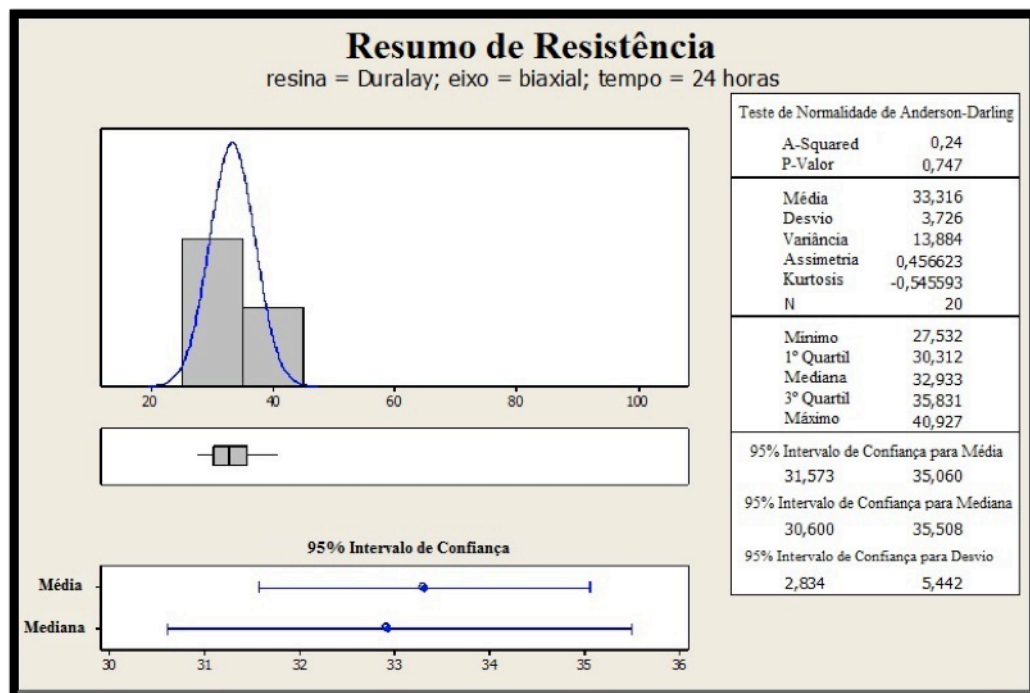


Figura 24 – gráfico de distribuição normal RAAQ Duralay no teste de RFB com 30 dias de armazenamento.

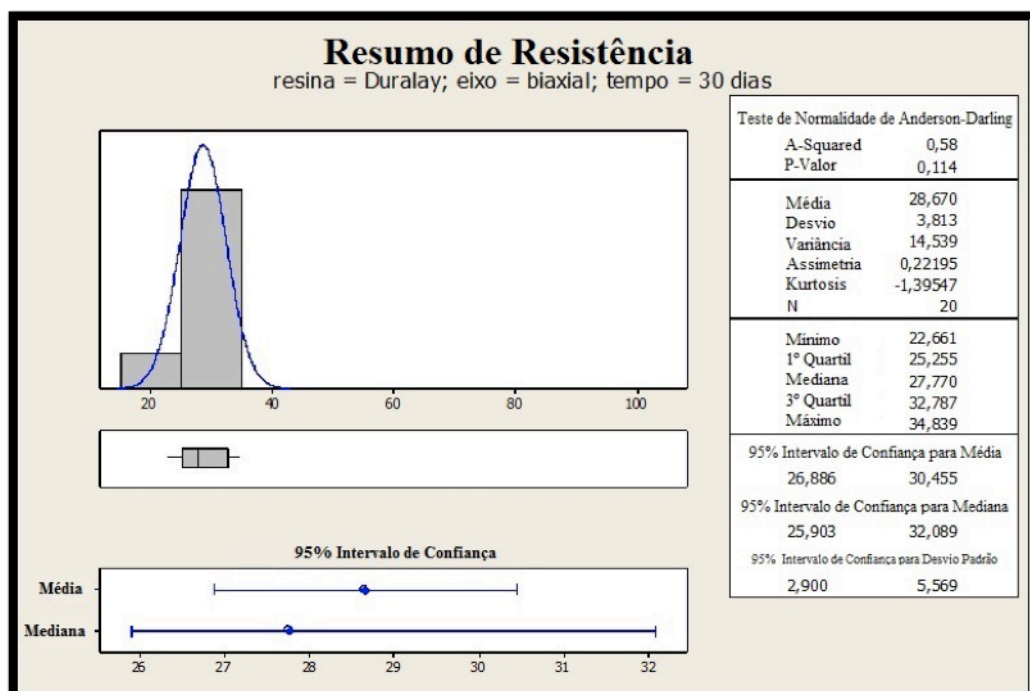


Figura 25 – gráfico de distribuição normal da resina bisacrílica Systemp.c&b II no teste de RFB com 24 horas de armazenamento.

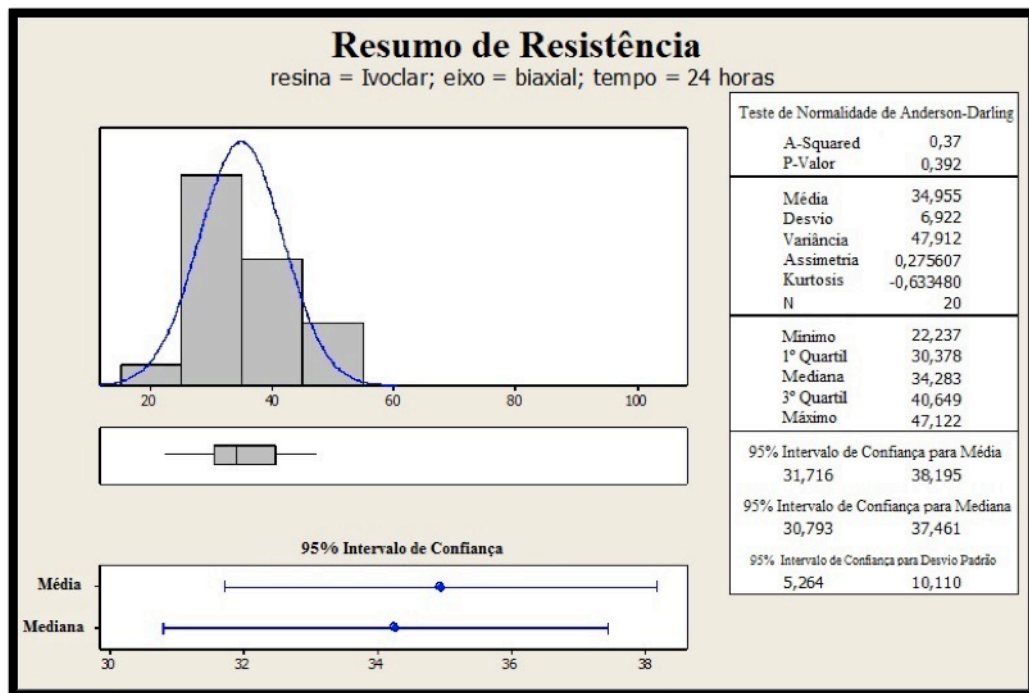
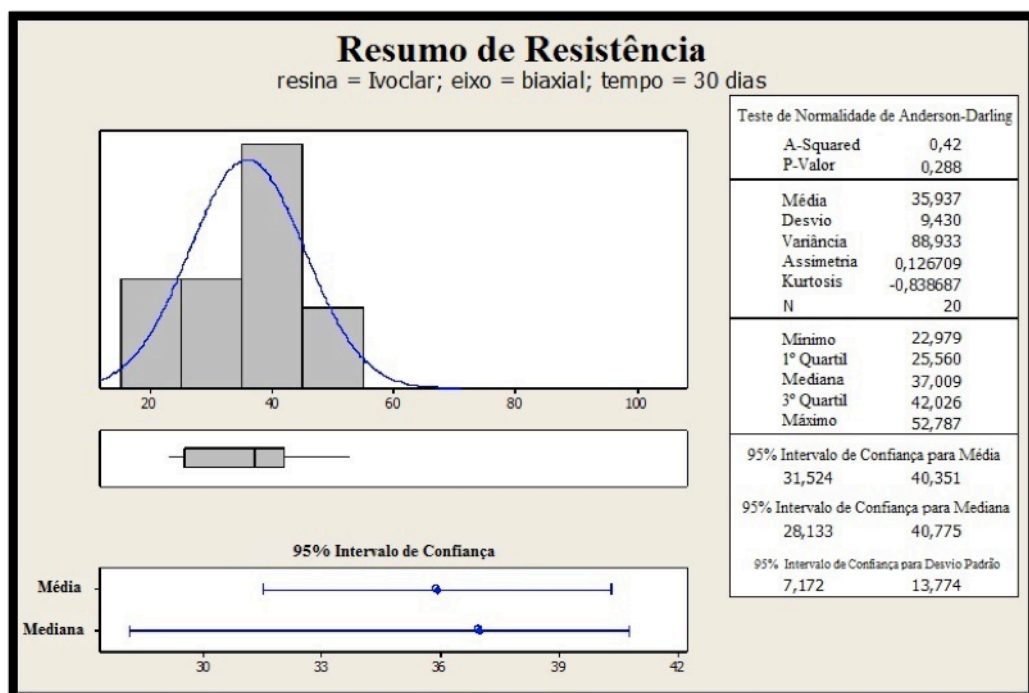


Figura 26 – gráfico de distribuição normal da resina bisacrílica Systemp.c&b II no teste de RFB com 30 dias de armazenamento.



Apêndice 6 - Composição química dos materiais testados.

Marca Comercial	Sistema	Fabricante	Composição Básica	Lote
Duralay	Pó/líquido	Reliance, Worth-IL, EUA	Polímero de Metilmetacrilato, Peróxido de Benzoíla, Monômero de Metilmetacrilato	Polímero: 34517 Monômero :051812
Systemp. c&b II	Pasta base/ pasta catalisadora	Ivoclar/ Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Metacrilato polifuncional: Bis-GMA (Bisfenol-A-glicidil) etoxilado (BisEMA)	N55816

* De acordo com informações dos fabricantes.